



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

MĚŘENÍ TEPOVÉ FREKVENCE POMOCÍ CHYTRÉHO TELEFONU

MEASURING OF PULSE RATE USING SMARTPHONE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jiří Víteček

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Andrea Němcová

BRNO 2017

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Jiří Víteček

ID: 173578

Ročník: 3

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Měření tepové frekvence pomocí chytrého telefonu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s problematikou měření tepové frekvence (TF) pomocí chytrého telefonu. 2) Navrhněte alespoň dva způsoby měření TF. 3) Implementujte je v programovém prostředí (např. Matlab). 4) Provedte testování navržených algoritmů alespoň na 10 dobrovolnících s využitím nejméně 3 různých chytrých telefonů a za různých podmínek (např. místo měření, aktivita člověka). 5) Porovnejte výsledky s referenčním měřením TF a ostatními autory. 6) Diskutujte dosažené výsledky a vytvořte doporučení pro měření TF pomocí chytrého telefonu.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SIDDIQUI, S. A., Y. ZHANG, Z. FENG a A. KOS. A Pulse Rate Estimation Algorithm Using PPG and Smartphone Camera. Journal of Medical Systems [online]. 2016, 40(5). DOI: 10.1007/s10916-016-0485-6. ISSN 0148-5598.

[2] PENG, R.-C., W.-R. YAN, N.-L. ZHANG, W.-H. LIN, X.-L. ZHOU a Y.-T. ZHANG. Investigation of Five Algorithms for Selection of the Optimal Region of Interest in Smartphone Photoplethysmography. Journal of Sensors [online]. 2016, 2016, 1-7. DOI: 10.1155/2016/6830152. ISSN 1687-725x.

Termín zadání: 6.2.2017

Termín odevzdání: 2.6.2017

Vedoucí práce: Ing. Andrea Němcová

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá možnostmi měření tepové frekvence pomocí chytrého telefonu. V dnešní době velká část lidí vlastní chytrý mobilní telefon a novější přístroje díky svým senzorům a dalšímu vybavení dokáží zaznamenávat různá data. Aktuální trend je využití těchto dat tak, aby mobilní telefon nahradil přístroje jiné, např. navigaci, fotoaparát, videokameru či multimediální přehrávač. V poslední době nacházejí mobilní telefony uplatnění také v oblasti medicíny a díky jejich masovému rozšíření je zde potenciál využití k včasnému odhalení zdravotních problémů. S funkční mobilní aplikací se vyšetření stává levné, rychlé, stále dostupné a snadné pro širokou veřejnost. Na začátku práce je uveden základní anatomický a fyziologický popis srdce a oběhové soustavy, dále je zde pojednáno o měření TF, historii měření, metodách měření TF a problematice měření TF pomocí chytrého telefonu. Dále jsou popsány dvě navržené metody využívající mikrofon a akcelerometr mobilního telefonu. U každé metody je popsáno provedené testování a statistické vyhodnocení. Práce potvrdila možnost využití těchto metod pro relativně přesné měření tepové frekvence, a to i za různých podmínek měření. Vytvořené aplikace s grafickým uživatelským rozhraním jsou v práci popsány i s ukázkami. Poslední část obsahuje porovnání metod, doporučení pro měření a závěrečné vyhodnocení.

Abstract

This bachelor thesis deals with the possibility to measure heart rate using a smartphone. Today, many people own a smartphone. Newer devices can record various data thanks to its sensors and additional equipment. The current trend is to use the data so that the mobile phone can replace other devices, e.g. navigation, camera, camcorder or multimedia player. Recently, mobile phones have also been used in the field of medicine and, thanks to their mass extension, there is the potential to use them to detect health problems early on. With a functional mobile application, testing becomes cheap, fast, always available and easy to the general public. The beginning of the thesis describes the basic facts about physiology and anatomy of the heart, and circulatory system. Methods of heart rate monitoring using standard devices and smartphones, and measurement history are discussed as well. Two proposed methods using the smartphone's microphone and accelerometer are described below. For each method, testing and statistical evaluation are described. The thesis confirmed the possibility of using these methods for relatively accurate pulse rate measurement, even under different measuring conditions. Created applications with graphical user interfaces are described in the thesis including examples. The last part contains a comparison of methods, recommendations for measurement and final evaluation.

Klíčová slova

Tepová frekvence, měření tepové frekvence, srdce, chytrý mobilní telefon, mikrofon, akcelerometr.

Keywords

Heart rate, heart rate measurement, heart, smartphone, microphone, accelerometer.

VÍTEČEK, J. Měření tepové frekvence pomocí chytrého telefonu. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 47 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Andrea Němcová.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji závěrečnou práci na téma Měření tepové frekvence pomocí chytrého telefonu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 31. května 2017

.....

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucí bakalářské práce Ing. Andree Němcové, za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Dále pak všem dobrovolníkům za jejich čas a ochotu při testování aplikací a v neposlední řadě mé rodině za podporu během celého studia.

V Brně dne 31. května 2017

.....

podpis autora

Obsah

| | |
|---|----|
| Úvod | 8 |
| 1 Anatomie, fyziologie a patofyziologie srdce a krevního oběhu | 9 |
| 1.1 Srdce | 9 |
| 1.2 Převodní systém srdeční | 10 |
| 1.3 Srdeční revoluce | 10 |
| 1.4 Srdeční arytmie | 11 |
| 1.5 Zevní projevy srdeční činnosti | 12 |
| 2 EKG | 14 |
| 3 Měření tepové frekvence | 16 |
| 3.1 Historie měření TF | 16 |
| 3.2 Metody měření TF | 17 |
| 3.3 Měření TF pomocí chytrého telefonu | 18 |
| 4 Metoda měření TF s využitím mikrofonu mobilního telefonu | 19 |
| 4.1 Navržený algoritmus a aplikace | 19 |
| 4.2 Metodika získání dat a ověření funkčnosti | 21 |
| 4.3 Testování programu | 25 |
| 5 Metoda měření TF s využitím akcelerometru mobilního telefonu | 27 |
| 5.1 Aplikace Matlab Mobile | 27 |
| 5.2 Navržený algoritmus | 28 |
| 5.3 Vytvořená aplikace a metodika měření | 30 |
| 5.4 Testování aplikace | 32 |
| 6 Statistické vyhodnocení a porovnání realizovaných metod měření TF | 34 |
| 6.1 Vyhodnocení metody využívající mikrofón | 34 |
| 6.2 Vyhodnocení metody využívající akcelerometr | 36 |
| 6.3 Vzájemné porovnání metod | 38 |
| 6.4 Porovnání s jinými metodami a jinými autory | 38 |
| 7 Doporučení pro měření TF pomocí realizovaných metod | 40 |
| Závěr | 41 |
| Literatura | 42 |
| Přílohy | 45 |
| Příloha 1: Tabulka s údaji o testovaných osobách | 45 |
| Příloha 2: Histogramy diferencí naměřených a referenčních hodnot TF | 45 |

Úvod

Měření tepové frekvence (TF) patří k základním vyšetřovacím metodám v lékařství. Změny TF nám ukazují změny v krevním oběhu a jsou také nositelem informace o srdeční činnosti. Pokles tepové frekvence pod určitou mez nebo naopak vzrůst nad určitou mez je varovným signálem v činnosti srdce. Běžně je TF závislá na tělesné námaze. Pokud dojde k poruše vedení vzruchů v srdečním svalu, nemusí tomu tak být. Pulz (tep) je ráz, který vzniká průchodem krve tepnami při systole levé komory. Nejčastěji se měří palpací na arteria radialis a arteria carotis nebo v rámci měření krevního tlaku pomocí digitálního tonometru [1]. Zlatým standardem pro stanovení TF je elektrokardiogram (EKG) [2]. Mezi faktory ovlivňující pulz patří věk, pohlaví, dechová nedostatečnost, léky, krvácení, přetížení oběhu, onemocnění, stres a další. Normální TF se v průběhu života a v závislosti na pohlaví značně liší. U novorozenců může dosahovat až 160 tepů/min, u batolat 150 tepů/min, děti předškolního věku mívají TF až 140 tepů/min, adolescenti do 100 tepů/min a dospělí nejčastěji 70-80 tepů/min. [3]

Kardiovaskulární onemocnění jsou celosvětově nejčastější příčinou úmrtí člověka. Každoročně způsobí kolem 17,5 milionu úmrtí, což představuje 31 % všech úmrtí [4]. Lidskou populaci na celém světě sužují nemoci jako je ateroskleróza, ischemická choroba srdeční, ischemická choroba dolních končetin, cévní mozková příhoda, hypotenze či hypertenze. Pro úspěšnou léčbu je důležité včasné odhalení vznikající choroby. Měření TF pomáhá odhalit poruchy srdečního rytmu (např. bradykardii a tachykardii). [5]

Jak již bylo zmíněno, nejběžnější způsob vyhodnocení TF bývá z EKG. U této metody získáme z jednoho snímače více údajů (signál EKG, tepová frekvence, dechová frekvence), což je velice výhodné. Můžeme tak rozpoznat a sledovat celou řadu onemocnění či poruch (např. vývoj infarktu myokardu, srdeční arytmie, vývoj chronické hypertenze či masivní plicní embolie), nebo můžeme také zjistit zdravotní stav jedince před plánovanou fyzickou zátěží [6]. Ke stanovení TF ze signálu EKG se využívá detekce komplexu QRS, konkrétně kmit R, kde se změří délka intervalů RR a dále se vypočítá tepová frekvence. Dnes již existují i metody měření TF s využitím chytrého telefonu. V této práci se zabývám metodami stanovení TF založenými na principu fonokardiografie a balistokardiografie, které jsou podrobněji popsány v dalších kapitolách. První mnou realizovaná metoda využívá mikrofon chytrého mobilního telefonu a druhá metoda pak akcelerometr.

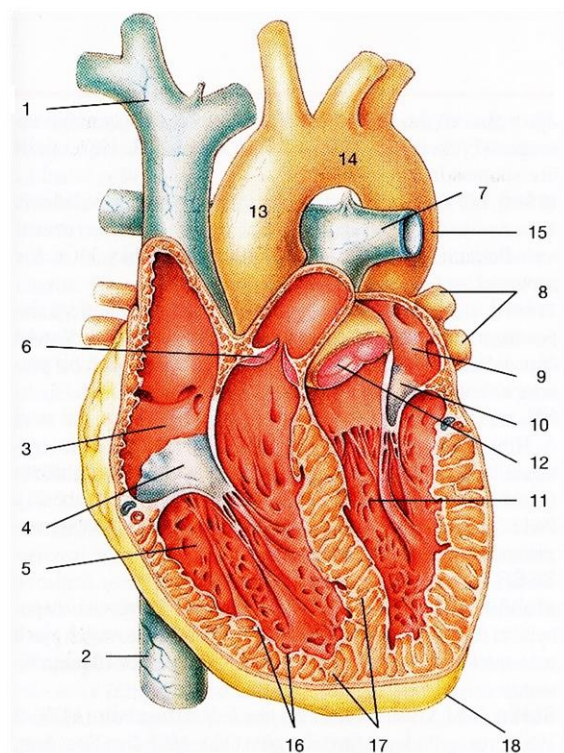
Celosvětově bylo od roku 2007 prodáno více než 1 424 000 000 chytrých mobilních telefonů a očekává se, že v roce 2017 bude v západní Evropě takovýto telefon vlastnit 65,8 % populace [7]. Díky funkční mobilní aplikaci pro měření TF se vyšetření stává levné, rychlé, neustále dostupné a snadné i pro laickou veřejnost. Zatím neexistuje žádná certifikovaná aplikace z důvodu nízké přesnosti měření, a proto je zde nyní značná snaha přesnost měření u těchto moderních metod zlepšit.

1 Anatomie, fyziologie a patofyziologie srdce a krevního oběhu

1.1 Srdce

Srdce je dutý svalový orgán uložený v mezihrudí, dvě třetiny leží vlevo a jedna třetina vpravo od střední čáry. Hlavním úkolem srdce je pohánět cévami krev do všech částí těla a tím umožnit přenos dýchacích plynů, živin a odpadních látek. Svalovou tkáň srdce tvoří buňky zvané kardiomyocyty, které se dále dělí podle struktury a funkce na pracovní a vzrušivé. Srdce se skládá ze tří vrstev. Vnitřní vrstvu tvoří tenká blána – endokard, střední vrstva je tvořena srdeční svalovinou – myokardem a zevní vrstvu – perikard tvoří vnitřní a zevní list (přísrdečník a osrdečník). Do pravé síně je horní a dolní dutou žílou při diastole nasávána odkysličená krev z těla a při systole jde síňokomorovým otvorem do pravé komory. Odtud dále proudí krev plicnicí do plic, kde se v alveolární kapilární síti okysličuje. Okysličená krev je vedena čtyřmi plicními žilami do levé srdeční síně a následně přes síňokomorový otvor do levé komory a odtud aortou dále do těla. Síně a komory jsou odděleny cípatými chlopněmi, které zabraňují zpětnému toku krve a mezi komorami a navazujícími tepnami jsou chlopně poloměsíčitě. Svalovinu předsíní a svalovinu komor od sebe odděluje vazivová tkáň nazývaná srdeční skelet. Přehled anatomie srdce je vyobrazen na obrázku 1. [8, 9]

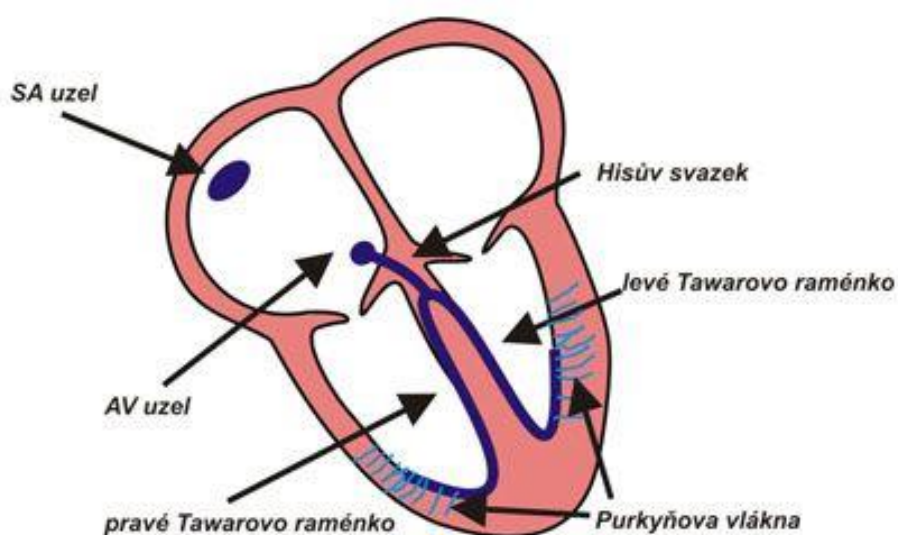
- 1 horní dutá žíla
- 2 dolní dutá žíla
- 3 pravá srdeční předsíň
- 4 trojcípá chlopeň
- 5 pravá srdeční komora
- 6 poloměsíčitá chlopeň
- 7 plicnice
- 8 plicní žíly
- 9 levá srdeční předsíň
- 10 dvojčípá chlopeň
- 11 levá srdeční komora
- 12 poloměsíčitá chlopeň
- 13 vzestupná aorta
- 14 oblouk aorty
- 15 sestupná aorta; vrstvy srdeční stěny
- 16 endokard
- 17 myokard
- 18 epikard



Obrázek 1: Anatomie srdce [10].

1.2 Převodní systém srdeční

Převodní soustavu tvoří speciální buňky schopné rychle přenést nervový vzruch celým svaem. Vzruch vzniká v předsíňovém uzlíku (SA uzel) a dále se šíří na uzlík síňokomorový (AV uzel). Odtud vede síňokomorový neboli Hisův svazek, dále Tawarova raménka, která se postupně rozpadají v síť Purkyňových vláken. Ta přenáší impulzy na komorový myokard. Pokud je Hisův můstek poškozen, dochází ke zpomalení srdečního rytmu. Jestliže dochází k poruše tvorby vzruchů, zpomalení či přerušení vedení jednotlivými částmi převodního systému, mluvíme o srdečních arytmiích. Obrázek 2 ukazuje schéma převodního systému srdečního. Nejběžnější vyšetření převodního systému je elektrokardiografie (EKG). [5]



Obrázek 2: Převodní systém srdeční [30].

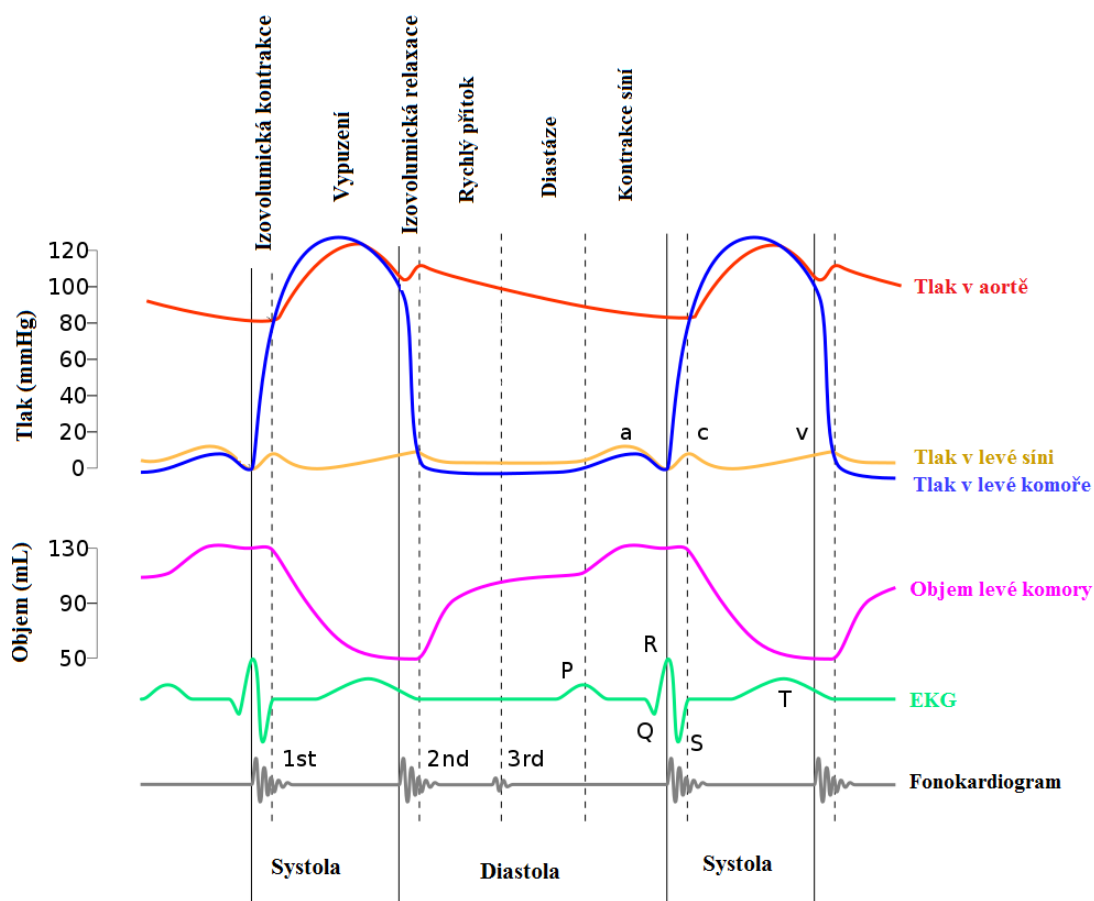
1.3 Srdeční revoluce

Srdeční revoluce neboli srdeční cyklus popisuje pravidelně se střídající stah (kontrakci) a uvolnění (relaxaci) myokardu jinak označované jako systola a diastola. Výsledkem změn napětí srdeční svaloviny jsou tedy tlakové a objemové změny v srdečních dutinách. Celý cyklus můžeme rozdělit na čtyři fáze. U systoly je to fáze izovolumické kontrakce a ejekční fáze, u diastoly pak izovolumická relaxace a plnicí fáze. Doba trvání systoly je asi 1/3 doby celého srdečního cyklu. Diastola trvá přibližně 2/3 cyklu. Při zvyšování TF se zkracuje převážně doba trvání diastoly, a naopak doba trvání systoly je relativně konstantní.

Na konci první a zároveň nejdelší fáze plnění komor se uzavřou cípáté chlopně a síně se stáhnou. Následuje fáze izovolumické kontrakce, kdy jsou na samotném začátku chlopně síňokomorové i poloměsíčitě uzavřeny a brání tak zpětnému toku krve. Kontrakce uzavřeného

prostoru znamená strmý vzestup tlaku, až je dosaženo vyššího tlaku než v aortě a otevírají se poloměsíčné chlopně. Tím nastává vypuzování krve z komor, tedy ejekční fáze. Tlak krve v komoře následně klesne pod tlak v elastické aortě, chlopně se uzavřou a tím se zabrání zpětnému toku krve do komory. Síňokomorové chlopně jsou také uzavřeny a nastává poslední fáze – izovolumická relaxace, kdy jsou tedy všechny chlopně uzavřeny. V okamžiku, kdy rostoucí tlak v síních převýší tlak v komorách, se síňokomorové chlopně otevřou a nastává další plnicí fáze. [11, 12]

Rozdílné tlaky a objemy v jednotlivých částech srdce charakterizují jednotlivé fáze srdečního cyklu. Důležité děje v průběhu srdečního cyklu včetně souvislosti s EKG a fonokardiogramem shrnuje Wiggersův diagram na obrázku 3.



Obrázek 3: Wiggersův diagram – graf důležitých dějů v průběhu srdečního cyklu, upraveno dle [13].

1.4 Srdeční arytmie

Poruchy srdečního rytmu nazýváme arytmie. Jsou to případy, kdy elektrický impuls vzniká na jiném místě, dráha šíření vzruchu srdcem je rozdílná nebo frekvence a délky impulsů jsou abnormální. Pokud je vzruch generován s vyšší frekvencí, tak hovoříme o tachykardii. Naopak

v případě generování vzruchu s nižší frekvencí jde o bradykardii. Jestliže dojde k prodloužení či poruše vedení v některém úseku, jedná se o srdeční blokádu. Tzv. náhlá smrt je pak nejčastěji způsobena fibrilací komor, což jsou nekoordinované stahy, kdy krev není vypuzována ze srdce. [5]

1.5 Zevní projevy srdeční činnosti

Srdeční činnost můžeme posoudit pohledem, pohmatem, poklepem a poslechem. Nejčastěji vyšetřujeme poslechově srdeční ozvy a palpačně tep.

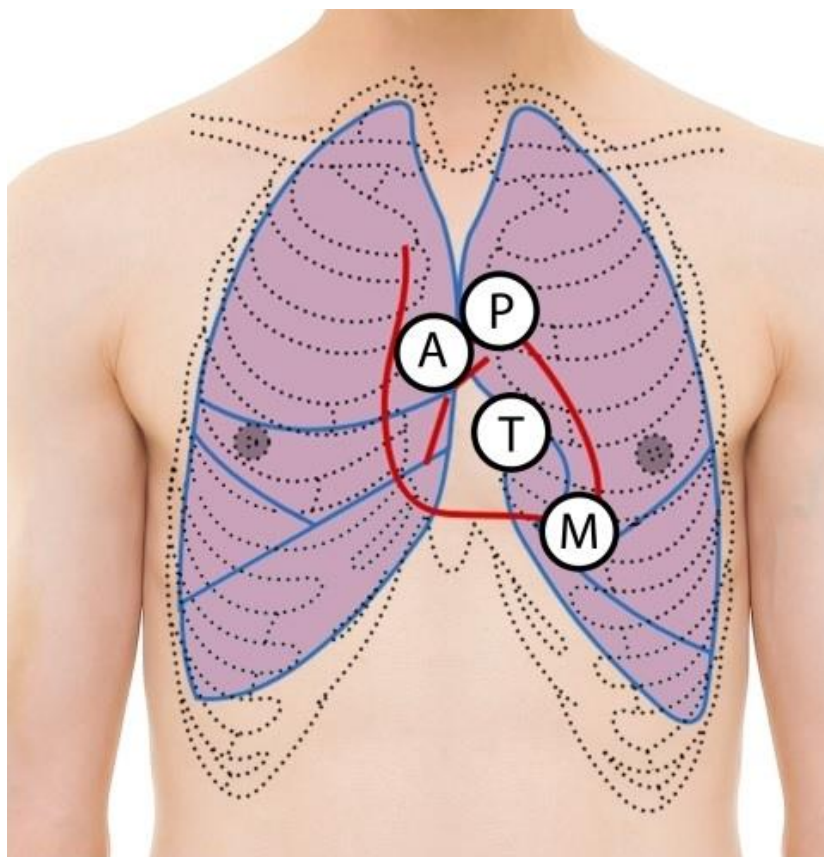
Tep je tlakově-objemová vlna, která se šíří po vypuzení krve ze srdce po stěně tepen. Rychlost tepové vlny je závislá na průměru a pružnosti cévní stěny, přičemž platí, že v periferních tepnách je rychlost proudu mnohem menší. Tep můžeme hmatat palpačně na přístupných tepnách a tím posuzovat frekvenci srdeční činnosti. Nejčastěji TF palpaci měříme na arterii radialis a arterii carotis. Při vyšetření pulzu dále hodnotíme rytmus, objem hmatného pulsu a charakter pulsové vlny. Jak již bylo zmíněno dříve, TF ovlivňuje celá řasa faktorů. Poruchy TF jsou typem srdečních arytnií, které vznikají často z neznámých příčin. [14, 15]

Úder srdečního hrotu vyšetřujeme pohmatem k posouzení levé komory. Levá komora naléhá na hrudní stěnu pouze v malé oblasti srdečního hrotu. Oblast u pacienta v leže či polosedě palpujeme dlaní a současně lokalizujeme zrakem. Při dýchání může být srdeční hrot schován za některým z žeber, proto je vhodné pacienta požádat o zadržení dechu v okamžiku, kdy je zvedání nejvýraznější. Lokalizování maxima úderu je velice cenné jak v klinické praxi, tak u mnou navržené metody měření TF pomocí akcelerometru, viz dále. [15]

Srdeční ozvy jsou zvukové fenomény, které vznikají nárazy a přesuny krevního sloupce na chlopňové soustavy. Tyto zvuky lze zachytit pouhým uchem, pomocí lékařského fonendoskopu či pomocí citlivého mikrofónu. Celkem rozlišujeme čtyři srdeční ozvy. U zdravého jedince lze zachytit první dvě ozvy, třetí a čtvrtou ozvu slyšíme při patologických stavech, nebo u dětí a mladých lidí. První ozva je systolická. Jedná se o časově nejdelší a nejlépe slyšitelnou ozvu a vzniká v okamžiku, kdy se cípaté chlopně uzavírají. Druhá ozva je diastolická a vzniká při uzavírání poloměsíčitých chlopní. Třetí ozva vzniká ve fázi rychlého plnění komor a jejich rychlého rozpínání. Čtvrtá ozva pak vzniká při plnění komor kontrakcí síní na konci diastoly. Abnormální zvuky, které vznikají v srdci a cévách při změně laminárního proudění krve na turbulentní, nazýváme srdeční šelesty. [14, 15]

Při vyšetření srdce má auskultace zásadní význam a důležitá jsou především čtyři poslechová místa zobrazená na obrázku 4. Poslechové místo pro aortální chlopeň se nachází u druhého mezižebří vpravo u sternu (A). Poslechové místo pulmonální chlopně je lokalizované taktéž u druhého mezižebří, tentokrát ale vlevo u sternu (P). Trojcípé (trikuspidální) chlopně

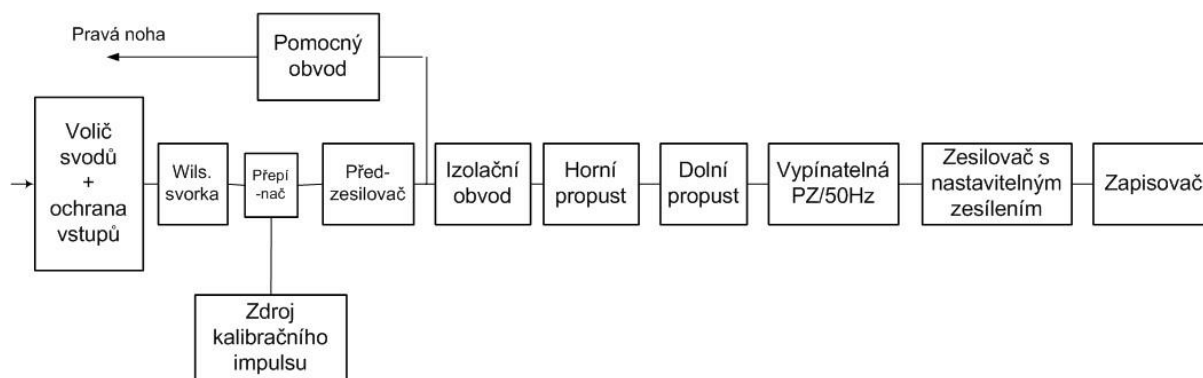
posloucháme mezi čtvrtým a pátým mezižebří vlevo u sternu (T) a dvojčípé (mitrální) chlopně v oblasti srdečního hrotu (M). [14, 15]



Obrázek 4: Poslechová místa srdečních chlopní na hrudní stěně [16].

2 EKG

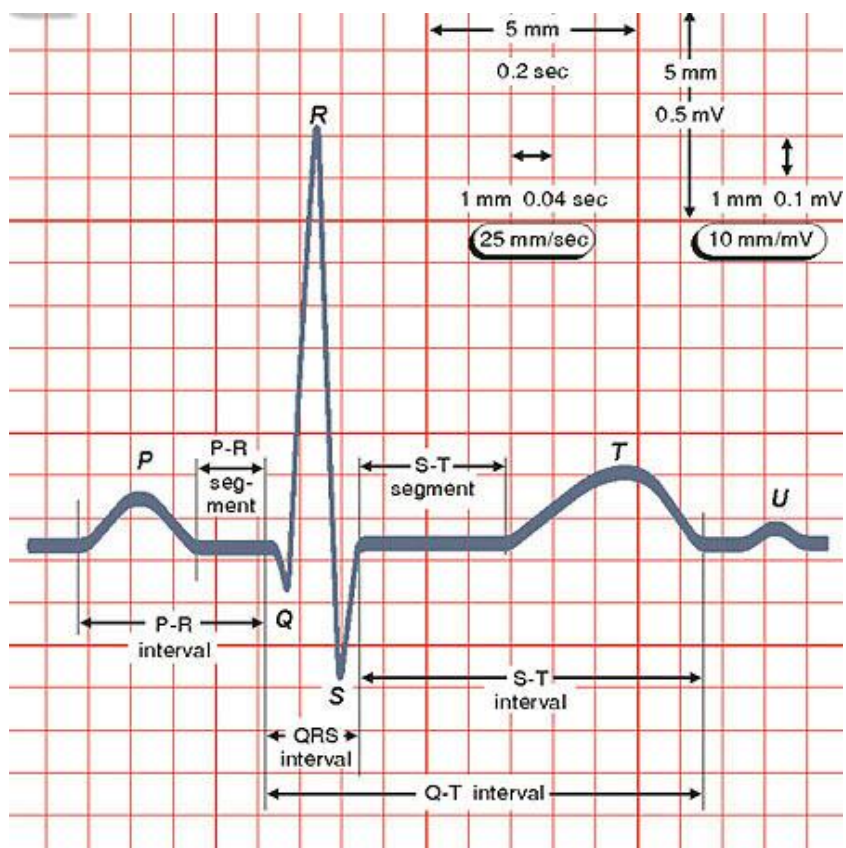
Elektrokardiografie je diagnostická metoda, kde z povrchu srdce či těla snímáme napětí tvořené elektrickým polem srdečním. Srdeční aktivitu z povrchu těla snímáme pomocí elektrod. Schéma elektrokardiografu je vyobrazeno na obrázku 5. Průmět elektrického vektoru srdečního ve frontální rovině získáme umístěním elektrod na pravé a levé předloktí a levý bérce. Průmět elektrického vektoru v horizontální rovině zachytíme umístěním 6 elektrod na hrudník. Zaznamenaný rozdíl elektrických potenciálů dvou elektrod nazýváme bipolární svod. Spojením elektrod přes dostatečně velký odpor získáme místo s nulovým potenciálem – Wilsonovu svorku. Měřením napětí na jedné z elektrod oproti svorce dostáváme svod unipolární. Elektrokardiogram je grafický záznam změny elektrického potenciálu způsobený srdeční aktivitou. Na výsledné EKG křivce vyhodnocujeme charakteristiku zaznamenaných vln a kmitů. [11]



Obrázek 5: Schéma záznamu EKG [17].

U zdravého srdce se s jistou periodou opakují charakteristické křivky, které lze najít v EKG. Jedná se o vlny P, Q, R, S, T a někdy také U. První vlna, vlna P, svědčí o depolarizaci síní. Následuje QRS komplex, který značí depolarizaci komor a který je v EKG dominantní a velice důležitý pro automatické rozměření. Vlna T pak reprezentuje repolarizaci komor a význam vlny U není úplně jasný. U EKG nás obecně zajímá vzdálenost mezi R vlnami, tzv. RR interval a frekvenční spektra vln. [18]

Většina energie komplexu QRS se nachází v rozmezí 5-20 Hz s maximem mezi 10 Hz a 15 Hz [19]. Ukázka jednoho cyklu EKG je na obrázku 6.



Obrázek 6: EKG křivka s popisem jednotlivých vln, kmitů, intervalů a úseků [20].

TF z EKG lze určit právě pomocí RR intervalů. Zvolíme si svod, kde lze kmit R nejlépe vidět, a změříme rozestup kmitů. Ze získaných délek intervalů RR pak vypočítáme výslednou tepovou frekvenci. Obrázek 7 nám ukazuje různou TF dle vzdáleností mezi R vlnami.



Obrázek 7: TF dle vzdáleností R vln [21].

3 Měření tepové frekvence

3.1 Historie měření TF

Nepochybně již první lidé si všímali změn srdečního tepu, například po fyzické námaze nebo při sexuálním vzrušení. Nicméně první písemná zmínka o popisu srdečního rytmu pochází od řeckého lékaře a vědce Hérofilose (cca 335-280 př. n. l.). Naneštěstí veškerá jeho práce byla ztracena, ale byly nalezeny citace v pracích jiných autorů. Mezi ně patří i Řecko-Římský lékař Galén (cca 129-216 n. l.). K jeho nejvýznamnějším zjištěním patří, že žilami proudí krev, že tepny a žíly se od sebe liší a tepny pulzují rytmicky. Z dochovaných záznamů můžeme také usuzovat, že právě Hérofilos byl první, kdo měřil TF pomocí klepsydry čili vodních hodin. Galén napsal nejméně 18 knih o pulzu, kde popisoval použití znalosti TF pro diagnostiku a prognózu nemoci. První texty, které se dochovaly a které popisují, že pulz je způsoben kontrakcemi a relaxacemi srdce, pochází od Rufuse z Efezu. V roce 1707 anglický lékař John Floyer (1649-1734) vynalezl přenosné lékařské hodinky pro měření pulzu (v originále "The Physician Pulse Watch"). S pomocí tohoto zařízení vytvořil tabulku pulzu a dýchání za různých podmínek. V roce 1733 pak Stephen Hales poprvé popsal proměnlivost srdečního tepu a krevního tlaku v průběhu dýchacího cyklu. Na přelomu 19. a 20. století holandský lékař Willem Einthoven vytvořil první zařízení pro záznam elektrické aktivity srdce (EKG). V roce 1949 pak americký biofyzik Normal Holter vyvinul metodu telemetrického sledování srdečního rytmu. S příchodem moderních technik digitálního zpracování signálu bylo možné kvantifikovat a analyzovat jemné rozdíly TF v kardiovaskulárních parametrech. Tep se obecně snímá hmatem většinou na a. radialis na či na a. carotis. Dále se snímá sluchem pomocí ucha přiloženého na hrudi pacienta či jednoduchým sluchátkem. Na počátku 20. století se objevil klasický fonendoskop, který se využívá dodnes, viz obrázek 8. [22]



Obrázek 8: Moderní fonendoskop [23].

3.2 Metody měření TF

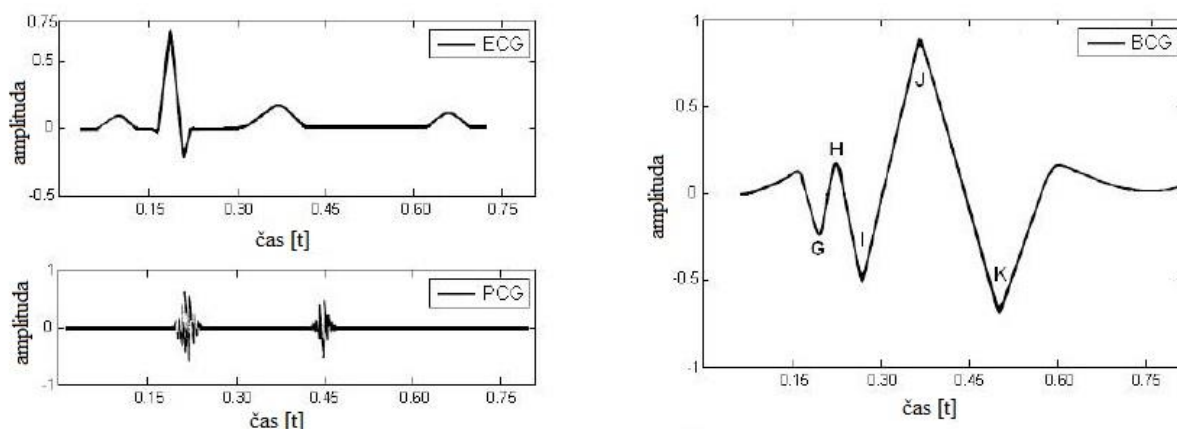
Jak již bylo zmíněno dříve, TF lze nejspolehlivěji stanovit pomocí EKG. Tento způsob měření je brán jako zlatý standard [2]. K tomu se využívají komplexy QRS, konkrétně kmity R, kdy měříme jejich rozestup a z nich se dále vypočítá TF. Další možností je zjištění rychlosti natáčení papíru a z toho určení časové hodnoty jednoho milimetru. Následným součtem všech komplexů QRS na určitém úseku se získá počet tepů za určitý časový úsek a dalším vynásobením se získá TF za 1 minutu. [24]

K dalším možnostem stanovení TF patří vyhodnocení z impedančních změn, objemových změn tkáně či akustických projevů srdce. Akustické projevy srdce se využívají u kardiokografu, což je metoda pro monitorování plodu. Zde četnost získaných impulsů odpovídá TF plodu. [25]

Další ze způsobů, jak stanovit TF z akustických projevů srdce, nazýváme fonokardiografie. Touto metodou získáme grafickou reprezentaci zvuků. Zvuky neboli srdeční ozvy jsou při této metodě snímány neinvazivně z povrchu těla pomocí mikrofону. U fonokardiografie se dnes používají velice citlivé mikrofony. Pomocí auskultace je možné rozeznat dvě srdeční ozvy odpovídající začátkům systoly a diastoly. Můžeme také odhalit přítomnost III. a IV. ozvy srdeční a také zaregistrovat srdeční šelesty. [11]

Další metoda je starší, dnes již málo využívaná, balistokardiografie (BKG). Jedná se opět o neinvazivní metodu snímání. Předmětem snímání jsou zde mechanické pohyby těla způsobené činností srdce. Pohyby těla jsou způsobeny zrychlením krve při pohybu uvnitř velkých cév. Porovnání grafických výstupů z různých metod měření TF ukazuje obrázek 9. [26]

V dnešní době lze TF měřit mnoha dalšími způsoby. Existují speciální hodinky, hrudní pásy či tzv. sporttestery. Stále více populární jsou metody využívající chytrý mobilní telefon, viz kapitola 3.3.



Obrázek 9: Porovnání grafické reprezentace z různých metod snímání TF. EKG (vlevo nahoře), fonokardiogram (vlevo dole), BKG (vpravo), upraveno dle [27].

3.3 Měření TF pomocí chytrého telefonu

Můžeme říci, že chytré mobilní telefony jsou nyní již masově rozšířené, viz statistika v úvodu. Nové mobilní telefony mají dnes celou řadu senzorů, a i díky dalšímu vybavení jsou schopny zaznamenávat různá data. Tato data pak lze použít v různých oblastech, například právě v medicíně. Z toho plyne několik výhod – například snadná dostupnost, rychlost, snadná ovladatelnost či nízké náklady pro získání výsledku.

K nejnovějším metodám měření TF s využitím mobilního telefonu patří snímání prokrvení kapilár na libovolném prstu ruky, tzv. fotopletysmografie. Dioda u fotoaparátu prosvítí prst a integrovanou kamerou se následně snímá změna barev, tedy změna prokrvení v důsledku systoly a diastoly. Již dnes existuje více možností výpočtu TF z takto získaných dat, jeden z nich je výpočet založený na principu detekce minim v nejvhodnějším barevném kanálu (u této metody typicky červený kanál z RGB). S touto metodou pracuje několik dnes dostupných aplikací pro OS Android volně stažitelných z Google Play, např. Instant Heart Rate či Unique Heart Rate Monitor. [28]

Kameru pro měření TF lze využít také u metody, která zaznamenává změny prokrvení obličeje. Také zde dochází k rozkladu získaného videozáznamu na barevné složky. FaceBEAT je aplikace pro iOS, která tuto metodu využívá.

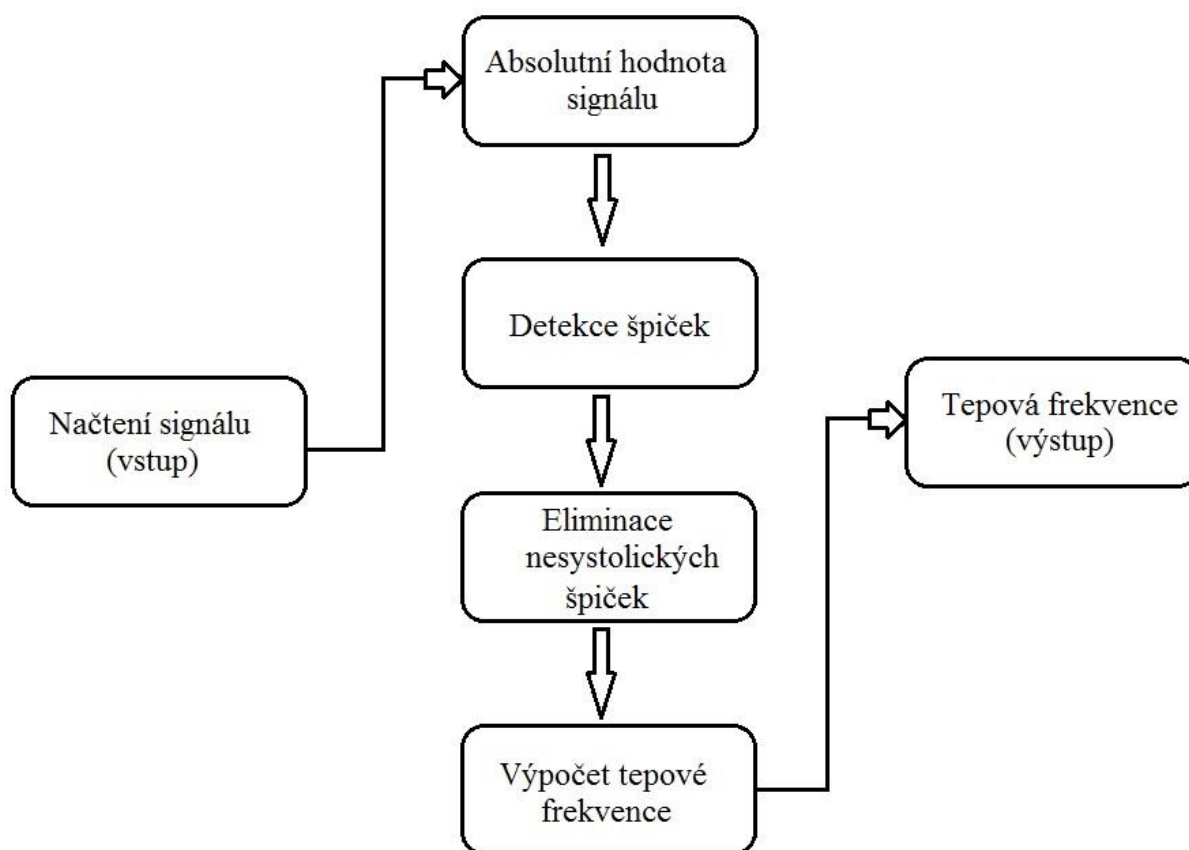
Mezi další metody patří záznam pohybu hrudi zapříčiněný činností srdce. Je to metoda založená na principu BKG, u mobilního telefonu se využívá integrovaného akcelerometru. Signál je ovlivněn převážně gravitací, umístěním na těle, orientací a také dýcháním člověka. Je zde také potřeba nalézt komponentu, která nese největší variabilitu signálu. Na této metodě je založen jeden z algoritmů realizovaných v rámci této práce. [26]

Další možností je využití mikrofону mobilního telefonu. Zvuk lze úspěšně snímat například z oblasti hrudníku. V rámci SP se ukázalo, že vhodný záznam lze ale získat také z jiných míst, například z krkavice. Na záznamech pořízených mikrofónem lze detekovat špičky S1 a S2, pro výpočet TF stačí detekce pouze jednoho typu. Touto metodou se zabývá další z navržených algoritmů a podrobněji je rozvedena v dalších kapitolách. [29]

4 Metoda měření TF s využitím mikrofonu mobilního telefonu

4.1 Navržený algoritmus a aplikace

První ze dvou navržených a realizovaných metod měření TF pomocí chytrého mobilního telefonu využívá integrovaný mikrofon. Pro tuto metodu byla vytvořena v programovém prostředí Matlab aplikace pojmenována *prometf*. Algoritmus je výpočetně nenáročný a je i pro to vhodný k další realizaci ve vhodném programovém prostředí přímo pro iOS či Android. Schéma programu je vyobrazeno na obrázku 10.

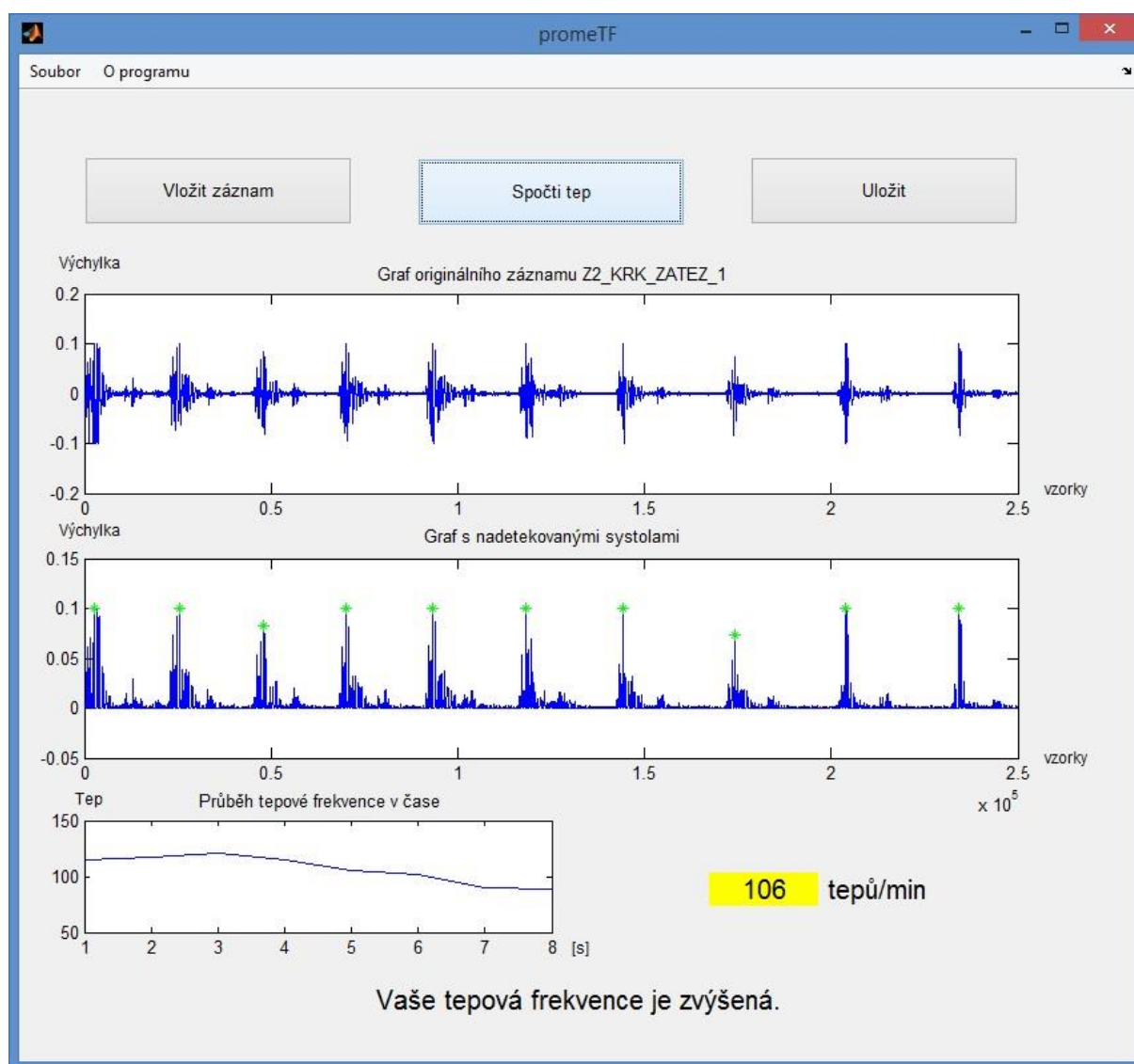


Obrázek 10: Blokové schéma programu *prometf*.

Nejprve je nutné načíst předem získaný zvukový záznam. V záznamech jsou povětšinou velice dobře viditelné I. ozvy (systoly), tudíž je použitý algoritmus poměrně jednoduchý. Nejprve je na záznam aplikována absolutní hodnota, následně matlabovská funkce *findpeaks* detekuje špičky. U této funkce se využívá parametrů pro minimální velikost a také minimální rozestup špiček, díky čemuž se maximálně eliminují špičky nepatřící systolám. Následně je vytvořen vektor s pozicemi systol. Přípustná hodnota rozdílu mezi systolami je pochopitelně

pro každou vzorkovací frekvenci (F_{vz}) jiná. Pro frekvenci, která byla použita u získání záznamu, tedy 44 100 Hz, bylo zvoleno číslo rozestupu 18 900. Tento rozestup umožní poměrně spolehlivě určit TF až do hodnoty 140 tepů/min, což je u dospělých lidí již poměrně vysoká hodnota. Zvolenou hodnotu rozdílu lze ovšem snadno změnit a tím upravit rozsah měření. Zmíněná F_{vz} je také dále použita při výpočtu TF z vektoru pozic systol. Nejdříve se spočítají difference hodnot vektoru. Ty jsou poděleny F_{vz} . Když každým číslem podělíme číslo 60, dostaneme vektor hodnot TF a z mediánu vektoru pak získáme výsledný odhad TF. Medián nám umožní eliminovat případné extrémní nepřesné hodnoty.

Pro snadnější použití bylo vytvořeno GUI, neboli grafické uživatelské rozhraní v programovém prostředí Matlab. Program promeTF po načtení a vyhodnocení záznamu je zobrazen na obrázku 11.



Obrázek 11: Program promeTF po načtení a vyhodnocení záznamu.

Hlavní funkcí programu je tedy načtení záznamu a výpočet TF. Program zobrazuje originální signál, předzpracovaný signál s detekcí systolických ozev, průběh tepové frekvence v čase a výslednou průměrnou tepovou frekvenci. Zelené křížky ve druhém grafu ukazují detekované špičky a umožňují také vizuální kontrolu správné detekce. Program lze pohodlně ovládat pomocí tlačítek, obsahuje menu a je také opatřen chybovými hláškami při špatném používání. Mimo to program také obsahuje nápovědu. Výsledná TF je pak barevně zobrazena a okomentována ve spodní části grafického rozhraní.

Vyhodnocení TF je tedy následující:

Zelená: tep ≥ 60 nebo < 100 , „Vaše tepová frekvence je v normě.“

Žlutá: tep ≥ 100 nebo < 120 , „Vaše tepová frekvence je zvýšená.“

Červená: tep < 60 nebo ≥ 120 , „Vaše tepová frekvence má kritické hodnoty nebo jste vložili nesprávný záznam.“

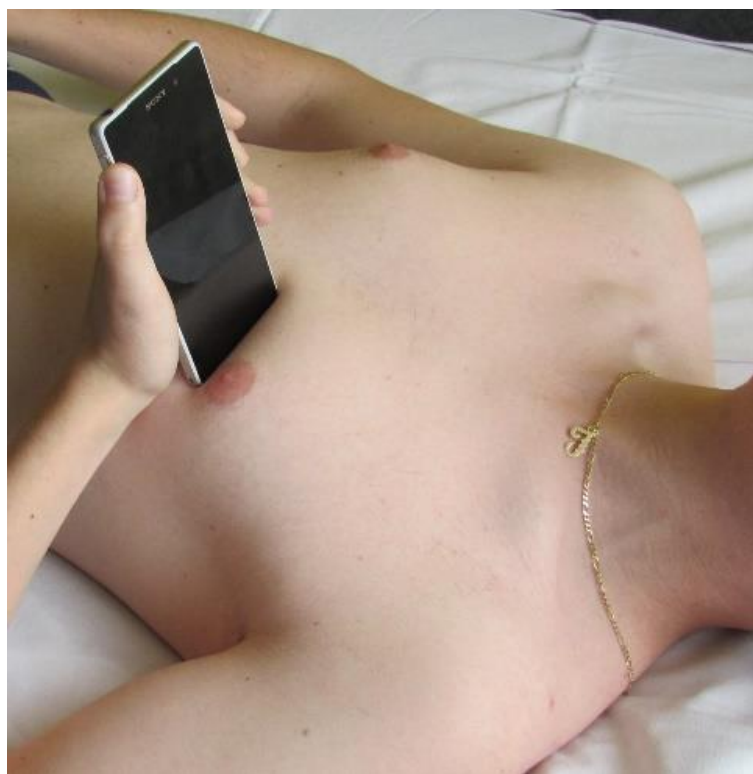
Stanovit míru, s jakou je TF snižena či zvýšená nad normálem je bez znalosti dalších parametrů obtížné, proto je okomentování výsledku spíše orientační. Jak již bylo dříve zmíněno, TF ovlivňuje zejména věk, trénovanost jedince či pohlaví. Jako norma pro dospělé se udává 60-100 tepů za minutu, což odpovídá zelenému označení. [30]

4.2 Metodika získání dat a ověření funkčnosti

Než bylo přistoupeno k hlavnímu testování na několika dobrovolnících, byla funkčnost programu nejprve ověřena na větší skupině mobilních telefonů a na vícero místech za účelem získání základní představy o kvalitě záznamů z různých mobilních zařízení a z různých míst snímání. Aby byly záznamy co nejvíce podobné, byly u všech mobilních telefonů nastaveny jednotné parametry. Vzorkovací frekvence FS = 44 100 Hz, bitová hloubka NBITS = 16 bitů/vzorek, režim mono, kvalita nejvyšší, formát wav. U mobilních telefonů s OS Android byla vždy použita stejná aplikace Audio Recorder od společnosti Sony Mobile Communications. Je také téměř jisté, že kvalitu záznamu ovlivňuje dále konstrukce samotného mikrofону mobilního telefonu, jeho stáří či použitý materiál. Přesné parametry jednotlivých mikrofónů se ovšem nepodařilo dohledat. Téměř každý mobilní telefon dnes disponuje více mikrofóny, pro hovor, ke kameře aj., proto u každého telefonu je třeba najít otvor právě používaného mikrofónu (dle nastavení) a přiložit jej co nejpřesněji na požadované místo nahrávání. U měřené osoby je žádoucí, aby se nacházela v klidném prostředí, pokud možno ležela a nehýbala se.

Sběr dat (zvukových signálů, fonokardiogramů) pro první testování byl proveden na třech místech na těle, kde byl předpoklad zisku kvalitního záznamu. Jednalo se o arterii

radialis v oblasti zápěstí, apex cordis (srdeční hrot) u pátého mezižebří vlevo a arterii carotis, neboli krkavici. Ukázka pořizování záznamu z vhodného místa je na obrázku 12.



Obrázek 12: Získávání záznamu z oblasti srdečního hrotu.

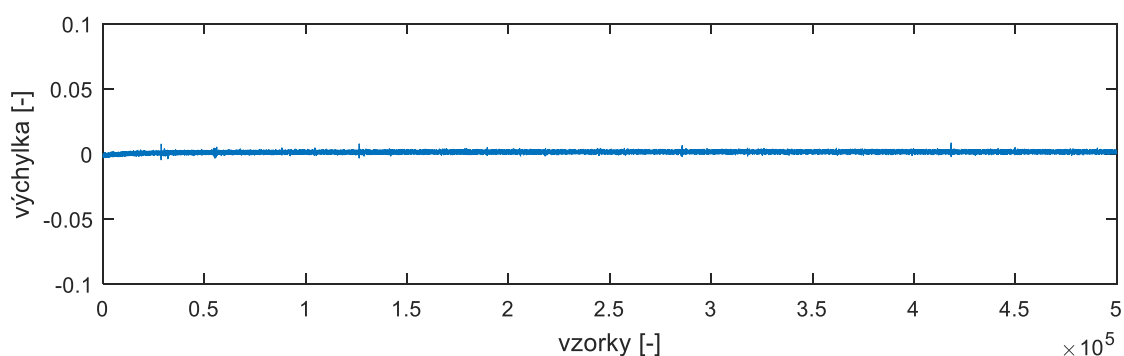
První testování programu proběhlo pomocí záznamů z 6 různých mobilních telefonů. Jedná se o Sony Xperia Tipo, Lenovo Vibe P1m, Samsung Galaxy S4, Samsung Galaxy S5 Mini, Sony Xperia Z2 a Apple iPhone 6S. Byl tedy brán ohled na zastoupení všech cenových kategorií a rok výroby. Získané záznamy byly vykresleny v PC a bylo dále zhodnoceno jejich možné použití, viz Tabulka 1. U některých záznamů bylo nutné odstranit první a poslední vteřiny záznamu z důvodu obsahu velkého množství artefaktů způsobených dotykem na ikonu začátek, resp. konec nahrávání. Pokud záznam opakovaně neobsahoval žádné zachycené systoly, bylo zkoumané místo s daným zařízením vyhodnoceno jako nepoužitelné (obrázek 13). Ve vhodných záznamech (obrázek 14) byly systolické ozvy rozeznatelné někdy velice snadno a jindy hůře kvůli obsahu poměrně velkého množství šumu. K velkému zvýraznění ozev došlo po zátěži zkoumané osoby (obrázek 16). Nakonec byla ověřena možnost měřit TF přes oblečení v místě srdečního hrotu (obrázek 15), jednalo se vždy o tenkou vrstvu oblečení, typicky tričko, tílko, halenku nebo šaty. Ověření možnosti měření za různých podmínek s modelem s nejlepšími výsledky shrnuje Tabulka 2.

| | Sony Xperia Tipo | Lenovo Vibe P1m | Samsung Galaxy S4 | Samsung Galaxy S5 Mini | Sony Xperia Z2 | Apple iPhone 6S |
|---------------------|------------------------|--------------------|----------------------|------------------------------|----------------------|-----------------------|
| Arteria radialis | - | - | - | - | - | - |
| Apex cordis | - | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ | ✓ |
| Arteria carotis | - | - | - | ✓ | ✓ | ✓ |

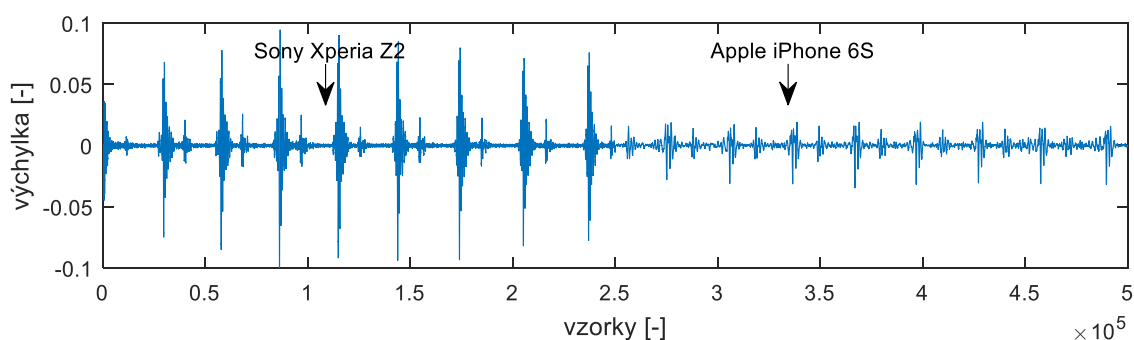
Tabulka 1: Porovnání použitelnosti jednotlivých modelů chytrých mobilních telefonů.

| Sony Xperia Z2 | |
|--|---|
| Arteria radialis před zátěží | - |
| Arteria radialis po zátěži | - |
| Apex cordis před zátěží | ✓ |
| Apex cordis po zátěži | ✓ |
| Arteria carotis před zátěží bez oblečení | ✓ |
| Arteria carotis po zátěži bez oblečení | ✓ |
| Apex cordis přes malou vrstvu oblečení | ✓ |

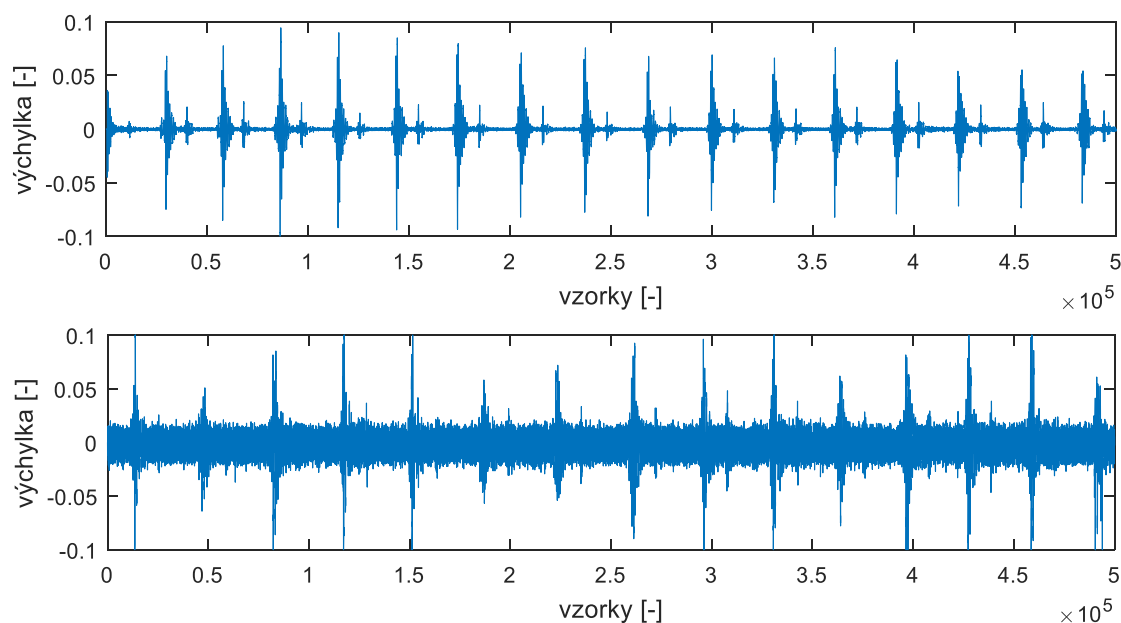
Tabulka 2: Použitelnost mikrofonu u vybraného telefonu na různých částech těla za různých podmínek.



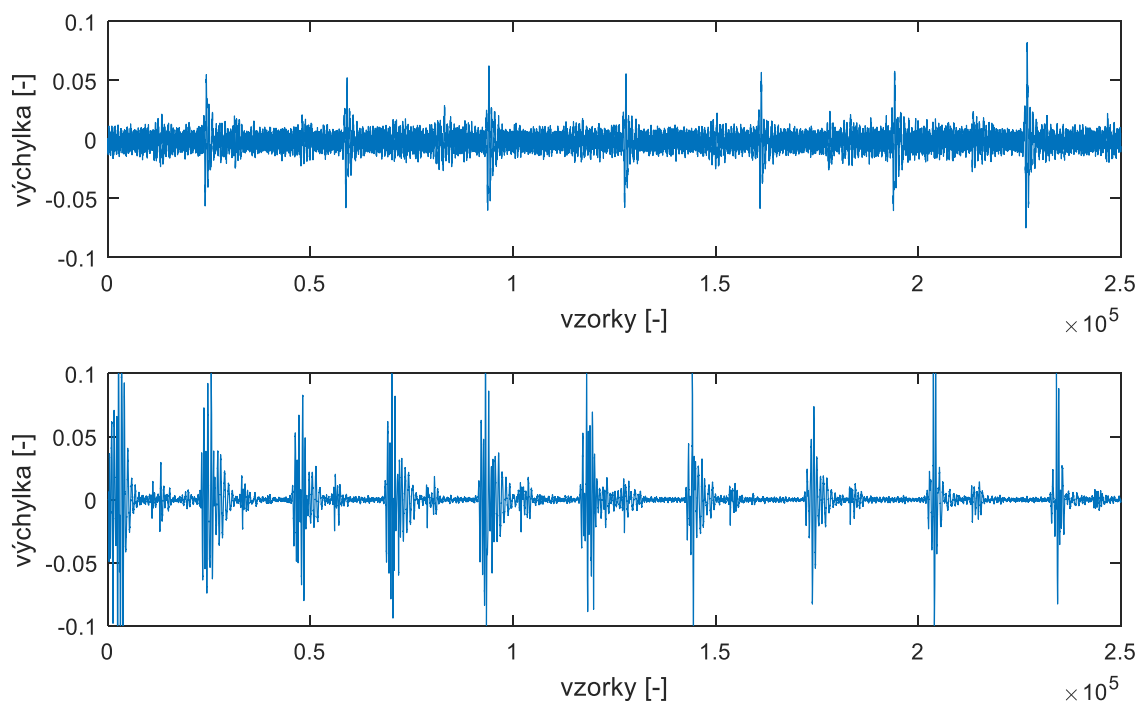
Obrázek 13: Graf nasnímaného zvukového signálu z oblasti srdečního hrotu telefonem Sony Xperia Tipo – nepoužitelný záznam.



Obrázek 14: Graf nasnímaného zvukového signálu z oblasti srdečního hrotu telefony Sony Xperia Z2 a Apple iPhone 6S – použitelné záznamy.



Obrázek 15: Grafy nasnímaného zvukového signálu z oblasti hrdečního hrotu bez a s oblečením telefonem Sony Xperia Z2.



Obrázek 16: Grafy nasnímaného zvukového signálu z oblasti krku před a po zátěži telefonem Sony Xperia Z2.

Z prvotního testování tedy vyplývá, že nejlevnější a nejstarší model Sony Xperia Tipo nelze pro měření TF využít vůbec. Model vykázal zcela nepoužitelný signál ze všech snímaných oblastí. Novější mobilní telefony Lenovo Vibe P1m, Samsung Galaxy S4 a Samsung Galaxy S5 Mini již pro měření použít lze. Pro další zpracování je však použitelný záznam pouze z oblasti hrdečního hrotu. Po vykreslení grafů bylo také patrné, že první dva zmíněné mobilní telefony zaznamenaly hodně ruchu. Nej kvalitnější záznamy byly získány mobilními telefony Sony Xperia Z2 s OS Android a iPhone 6S s iOS od společnosti Apple.

Z oblasti zápěstí byl získaný signál vždy nepoužitelný, nebyly zaznamenány žádné ozvy i přes téměř absolutní absenci šumu. Z oblasti krku byl signál použitelný, i když s velkým obsahem šumu, pouze u modelů Samsung Galaxy S4 a S5 Mini, Sony Xperia Z2 a Apple iPhone 6S. Pokud navíc měření na arteria carotis provádí přímo sama měřená osoba, je měření velice nepohodlné a nepřesné. Jako nejvhodnější místo pro snímání se projevila oblast srdečního hrotu, kde se zvukové ozvy snímají nejbližší srdci. Signál byl téměř vždy dostatečně kvalitní pro následné zpracování a byl použitelný i po nasnímání přes oblečení. Nelze spolehlivě určit, zda jsou vyloučené mobilní telefony pro měření nedostačující z důvodu levnějších či starších součástí mikrofону, kvůli opotřebení a obsahu prachových nečistot u mikrofónu způsobeném několikaletým používáním telefonu či nezaznamenaného poškození. Pro validnější měření by bylo třeba ověřit každý model mobilního telefonu 2×, vždy jedním běžně užívaným kusem a jedním zcela novým, to ovšem nebylo technicky ani finančně v rámci mé BP možné. Tři uvedené mobilní telefony s nejkvalitnějšími záznamy byly dále použity pro hlavní testování, které je popsáno v další kapitole.

4.3 Testování programu

Program byl testován celkem na 10 poučených dobrovolnících, kteří k měření dali ústní informovaný souhlas. Mezi dobrovolníky byli rovnoměrně zastoupeni lidé mladí i starší, muži i ženy. Přesné parametry jednotlivých osob napomáhající interpretaci výsledků shrnuje tabulka P1 v příloze. Jak již bylo zmíněno výše, pro testování byly použity tři mobilní telefony s nejlepšími výsledky z prvotního ověření funkčnosti programu. Mezi tři podmínky měření byla vybrána měření přes malou vrstvu oblečení, měření bez oblečení a měření po zátěži. Měření po zátěži nebylo u starších osob požadováno. Testování proběhlo na osobách v leže v uzavřené místnosti s téměř nulovým hlukem okolí a každý záznam trval cca 10 vteřin.

Pro získání referenční hodnoty TF byl použit pulzní oxymetr Nonin Onyx II. Program promeTF stanoví TF jako medián hodnot z celého pořízeného záznamu. Pulzní oxymetr se tedy při snímání záznamu sledoval a ze zobrazovaných hodnot se vybrala vždy hodnota střední, tzn. pokud TF na oxymetru kolísala od 63 do 67 tepů/min, jako referenční údaj se použila hodnota 65 tepů/min. Kompletní výsledky naměřených hodnot shrnuje tabulka 3.

| | Sony Xperia Z2 | | | | | | Samsung Galaxy S5 Mini | | | | | | Apple iPhone 6S | | | | | |
|-----|---------------------------|----|--------------------------|----|-------------------------|-----|---------------------------|----|--------------------------|----|-------------------------|-----|---------------------------|----|--------------------------|----|-------------------------|-----|
| S | S oblečením [tepů/min] | | Bez obleč. [tepů/min] | | Po zátěži [tepů/min] | | S oblečením [tepů/min] | | Bez obleč. [tepů/min] | | Po zátěži [tepů/min] | | S oblečením [tepů/min] | | Bez obleč. [tepů/min] | | Po zátěži [tepů/min] | |
| | P | R | P | R | P | R | P | R | P | R | P | R | P | R | P | R | P | R |
| 1. | 73 | 74 | 68 | 70 | 109 | 106 | 73 | 73 | 68 | 70 | X | X | 76 | 73 | 70 | 72 | 103 | 104 |
| 2. | 75 | 74 | 75 | 75 | 99 | 104 | 72 | 71 | 67 | 70 | 106 | 105 | 71 | 72 | 69 | 69 | 107 | 113 |
| 3. | 73 | 73 | 70 | 75 | 92 | 97 | 73 | 73 | 77 | 74 | 100 | 100 | 84 | 83 | 72 | 75 | 101 | 100 |
| 4. | 84 | 85 | X | X | 89 | 95 | X | X | 64 | 66 | X | X | 78 | 78 | 71 | 72 | 76 | 80 |
| 5. | 67 | 66 | 66 | 68 | 104 | 104 | X | X | X | X | 96 | 98 | X | X | 65 | 64 | 102 | 104 |
| 6. | 74 | 75 | 80 | 76 | 103 | 107 | 73 | 72 | 69 | 72 | 96 | 99 | 69 | 69 | 73 | 72 | 101 | 98 |
| 7. | X | X | X | X | X | X | X | X | X | X | X | X | X | X | X | X | 95 | 95 |
| 8. | X | X | X | X | 110 | 112 | X | X | 86 | 87 | 103 | 105 | X | X | 74 | 78 | 114 | 115 |
| 9. | 74 | 76 | 66 | 68 | N | N | 76 | 75 | 80 | 82 | N | N | 70 | 70 | 68 | 70 | N | N |
| 10. | 74 | 75 | 67 | 68 | N | N | 74 | 70 | 67 | 68 | N | N | 67 | 70 | 69 | 68 | N | N |
| U | 8/10 | | 7/10 | | 7/8 | | 6/10 | | 8/10 | | 5/8 | | 7/10 | | 9/10 | | 8/8 | |
| | 22/28 | | | | | | 19/28 | | | | | | 24/28 | | | | | |

Tabulka 3: Výsledky testování. (P – program, R – reference, S – subjekt, N – neměřeno, X – neúspěšné měření, U – počet úspěšně provedených měření/celkový počet).

V případě, že některý z pořízených záznamů nebyl dostatečně kvalitní, což se projevilo na vykreslených grafech v programu a výsledná TF se zdaleka neblížila referenci, bylo měření označené jako neúspěšné. U osoby č. 7 byla celá série měření provedena nesprávně, snímání bylo provedeno na nevhodném místě. Uvedená tabulka potvrzuje předpoklad z prvotního ověření funkčnosti a to, že ze tří testovaných modelů dopadl nejhůře Samsung Galaxy S5 Mini, který úspěšně nasnímal 68 % záznamů, dále Sony Xperia Z2 79 % a nejlépe dopadl Apple iPhone 6S který má úspěšnost 86 %. Z výsledků měření dále vyplývá, že měření po zátěži, kdy se ozvy významně zvýrazní, bylo nejúspěšnější ze tří vybraných podmínek. Konkrétně po zátěži bylo celkově úspěšně provedeno 83 % měření, bez oblečení pak 80 % a s oblečením 70 % měření. Testování také potvrdilo možnost poměrně úspěšně měřit TF přes oblečení. Všechny testované osoby měly oblečenou pouze tenkou vrstvu. Veškeré získané zvukové záznamy z hlavního testování jsou na přiloženém CD.

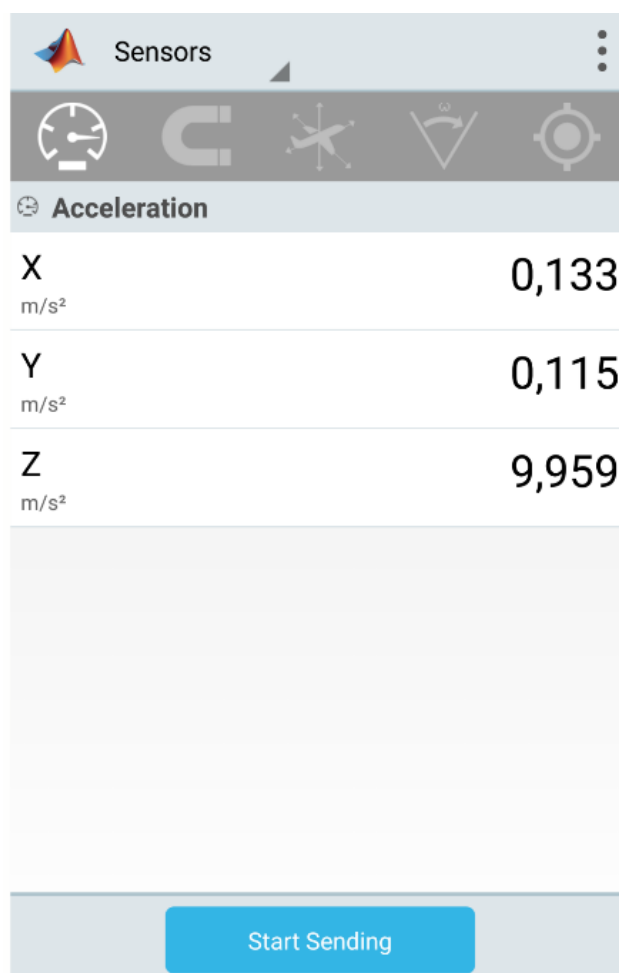
Kvalita záznamu, a tedy i výsledná TF je nejvíce ovlivněna obsahem šumu v záznamech. Nejdůležitější podmínkou úspěšného měření je tedy nahrávání v klidném prostředí a během snímání nemluvit.

Realizovanou metodu včetně výsledků prvotního ověření funkčnosti programu na odlišné skupině dobrovolníků shrnuje článek publikovaný v recenzovaném neimpaktovaném časopise Elektrověue [34].

5 Metoda měření TF s využitím akcelerometru mobilního telefonu

5.1 Aplikace Matlab Mobile

Pro práci s programovým prostředím Matlab na mobilních zařízeních byla společně MathWorks vytvořena mobilní aplikace Matlab Mobile. Ta je dostupná jak pro zařízení s OS Android, tak také pro iPhony či iPady. Tato aplikace umožňuje nejen vytvářet a editovat matlabovské soubory, připojit se k tzv. cloudu a pracovat tak téměř odkudkoliv, ale také využít senzory mobilního telefonu a získaná data ihned uložit, případně bezdrátově odeslat do PC pro následující zpracování. Právě díky poslední zmíněné funkci byla tato aplikace využita pro získání dat z akcelerometru. Mimo zrychlení je možné snímat magnetické pole, úhlovou rychlost, orientaci či polohu. Obrazovku mobilní aplikace Matlab Mobile s vybranou funkcí záznamu dat ze senzorů, konkrétně z akcelerometru, ukazuje obrázek 17.

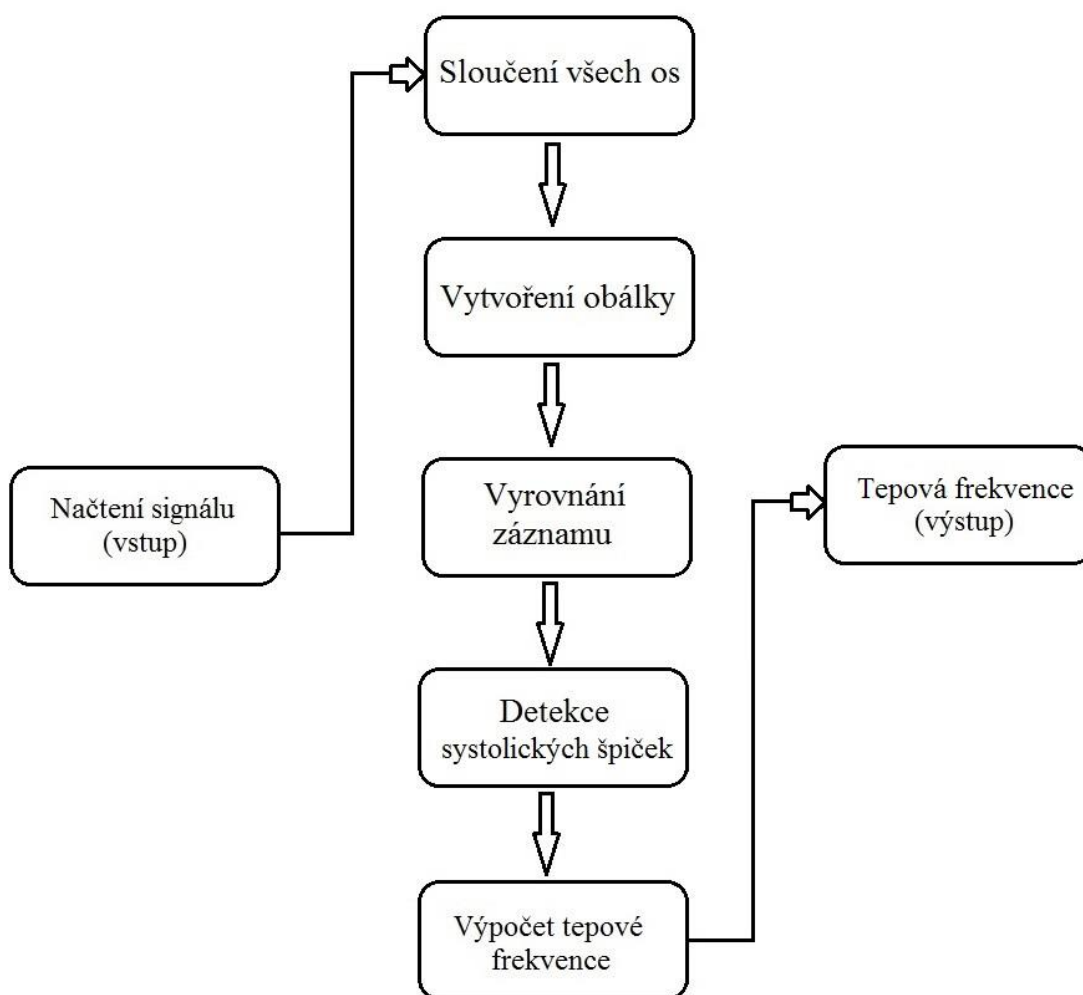


Obrázek 17: Obrazovka aplikace Matlab Mobile se spuštěným senzorem.

5.2 Navržený algoritmus

Druhá navržená metoda vychází z principu výše zmíněné balistokardiografie. U mobilního telefonu se využívá integrovaný akcelerometr, což je součástka, která měří zrychlení. Běžně se využívá pro monitoraci pohybu člověka, detekci orientace či ve stabilizátorech fotoaparátů.

Pro získání dat se využívá dříve popsaná mobilní aplikace Matlab Mobile, která po spuštění příkazu bezdrátově odešle data do předem spárovaného PC se spuštěným programem Matlab. V témže programovém prostředí byl vytvořen algoritmus s aplikací pro záznam a následný výpočet TF. Tento algoritmus shrnuje blokové schéma na obrázku 18.



Obrázek 18: Blokové schéma algoritmu měření TF pomocí dat získaných z akcelerometru mobilního

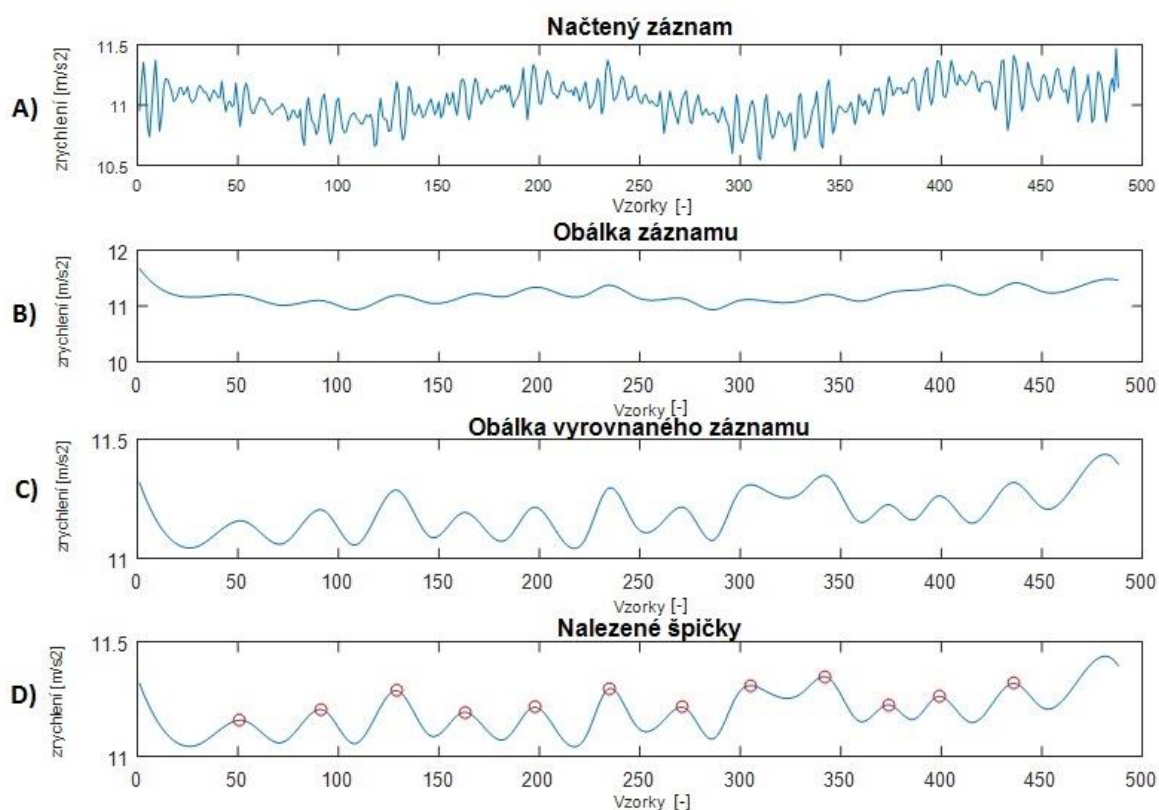
Po odeslání dat z mobilního telefonu přímo do programového prostředí Matlab následuje zpracování záznamu dle uvedeného algoritmu. Akcelerometr snímá data ve třech směrech, tedy osách x , y a z . Výchylinky z rovnovážné polohy jsou ve větší či menší míře zaznamenány ve všech osách, výpočet lze provést i s daty získanými pouze z jediné osy, pak bychom ale museli vždy znát dominantní osu v závislosti na poloze mobilního telefonu při

prováděném snímání dat. Pro lepší práci a zvýraznění pohybu hrudníku, který je zapříčiněn srdeční činností, se data ze všech tří os sečtou do jediné proměnné, se kterou se pracuje dále. Vhodný načtený a neupravený záznam ukazuje graf A) na obrázku 19.

Tep se tedy projeví změnou zrychlení, což se na vykreslených grafech ukáže jako pravidelně se měnící výchylka záznamu. Z tohoto důvodu se jako další vhodný krok jeví vytvoření obálky záznamu. To je možné dosáhnout např. pomocí Hilbertovy transformace, Shannovy energie či mediánového filtru. V mém případě se však využívá poměrně nová a specifická funkce programu Matlab *envelope*, ta je dostupná ve verzích od roku 2016. Tato funkce vytvoří obálku podle rozsahu analytického signálu, který je nalezen pomocí implementace diskrétní Fourierovy transformace v Hilbertově transformaci.

Dalším krokem je vyrovnaní záznamu. Pokud není vyžadováno jinak, měřená osoba při měření normálně dýchá, což se na záznamu projeví zvlněním. Tato operace je provedena pomocí příkazu *detrend*, který sám ovšem nestačí, a proto je následován funkcí *polyfit* pro aproximaci dat polynomem metodou nejmenších čtverců. Kromě koeficientů aproximačního polynomu potřebujeme znát také hodnoty polynomu ve všech prvcích vektoru, což nám získá funkce *polyval*. Následnou kombinací výše uvedených příkazů a matematickými operacemi se vytvoří signál vyrovnaný. Tato část algoritmu je u některých záznamu nadbytečná, ovšem u jiných dokáže srdeční pohyby v záznamu výrazně zviditelnit, což ukazují grafy B) a C) na obrázku 19.

Po získání vyrovnané obálky s viditelnými špičkami následuje jejich samotná detekce pomocí funkce *findpeaks*. Správně nadetekované špičky lze vidět v grafu D) na obrázku 19. Detekci špiček, jakož i tvorbu obálky a vyrovnaní záznamu významně ovlivňují jednotlivé parametry zmíněných funkcí. Nejen proto je důležitá správná optimalizace programu. Například u funkce *envelope* jeden z parametrů udává, kolikátý vzorek bude brán v potaz pro vytvoření obálky. Pokud bychom vybrali příliš vysoké číslo (např. 100), výsledná obálka signálu bude vypadat téměř jako přímka, naopak nízké číslo by obálku nevytvořilo. Zásadní roli zde hrál také vzorkovací interval telefonu, jehož vliv je popsán v dalších kapitolách. Vhodné hodnoty jednotlivých parametrů byly povětšinou nastaveny empiricky. Postupné upravování záznamu ukazuje obrázek 19.



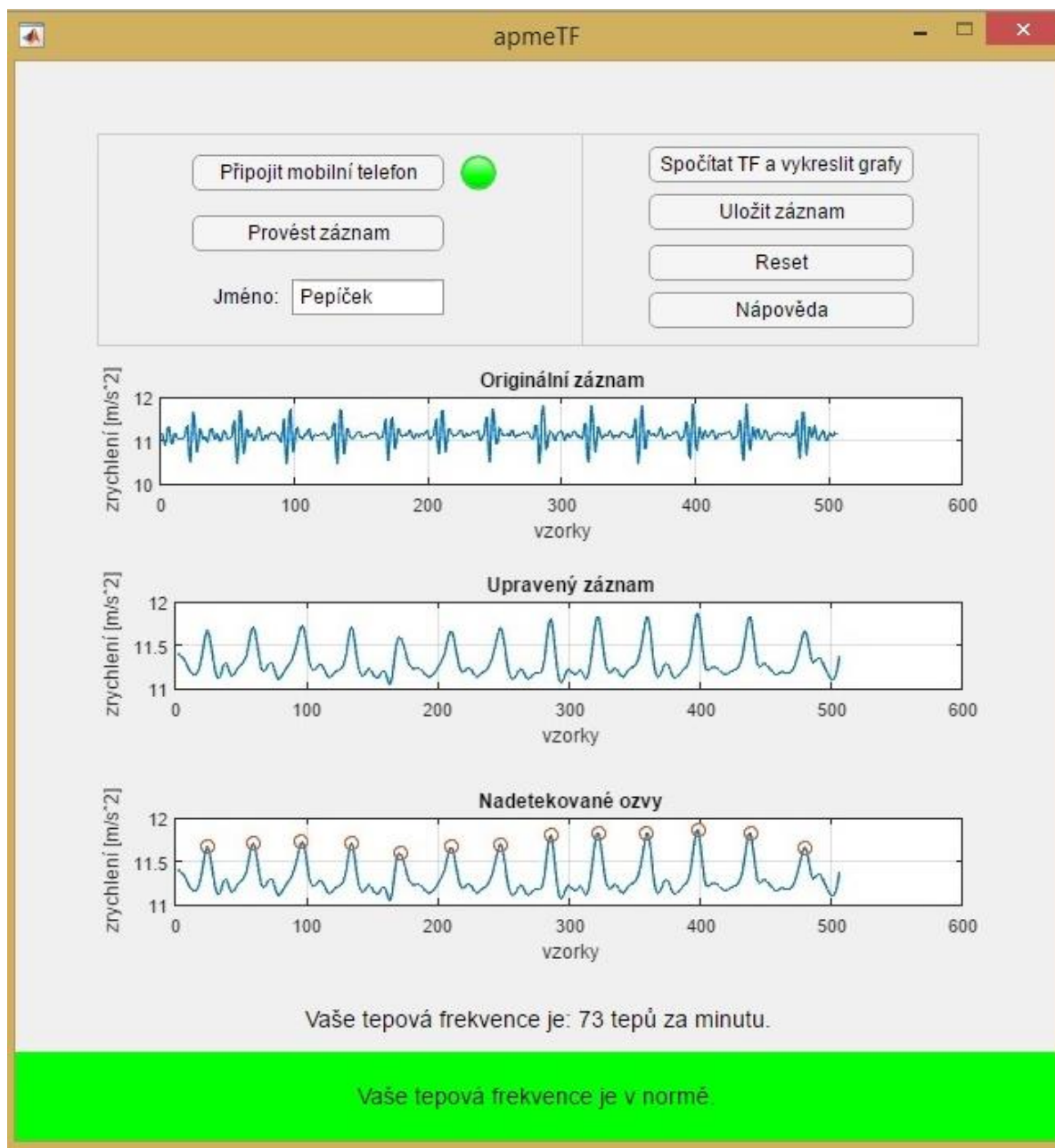
Obrázek 19: Grafy postupně upravovaného záznamu.

Poslední krok je samotný výpočet TF. Ten je totožný s výpočtem TF pomocí záznamu z mikrofonu, kromě čísla použitého u dělení vzdáleností nalezených špiček, tedy vzorkovací frekvence. Toto číslo program automaticky rozpozná podle údajů odeslaných z akcelerometru mobilního telefonu. Vzdálenost mezi špičkami je tedy přepočtena na sled hodnot TF a z nich se vybere medián, který nám zajistí eliminaci případných extrémních a nepřesných hodnot.

5.3 Vytvořená aplikace a metodika měření

V programovém prostředí Matlab, konkrétně v prostředí App Designer byla vytvořena aplikace nazvaná apmeTF pracující s výše popsaným algoritmem. Tato aplikace je vyobrazena na obrázku 20. Ovládání je poměrně jednoduché. Po připojení mobilního telefonu se rozsvítí kontrolní světýlko a uživatel může nasnímat signál. Ten trvá 10 s a během něj uživatel vidí načítací lištu s časovým průběhem záznamu. Poté lze kliknout na tlačítko pro výpočet TF a vykreslení grafů. Ty slouží pro uživatele jako vizuální kontrola správně provedeného záznamu a správně detekovaných ozev. Výsledná TF je uživateli vypsána ve spodní části aplikace a je také barevně okomentována podobně jako u první popsané metody. Záznam se jménem uživatele lze uložit do souboru .txt, který lze neustále doplňovat a uživatel tak má přehled o historii svých měření. Měření lze kromě uložení také resetovat a provést znovu

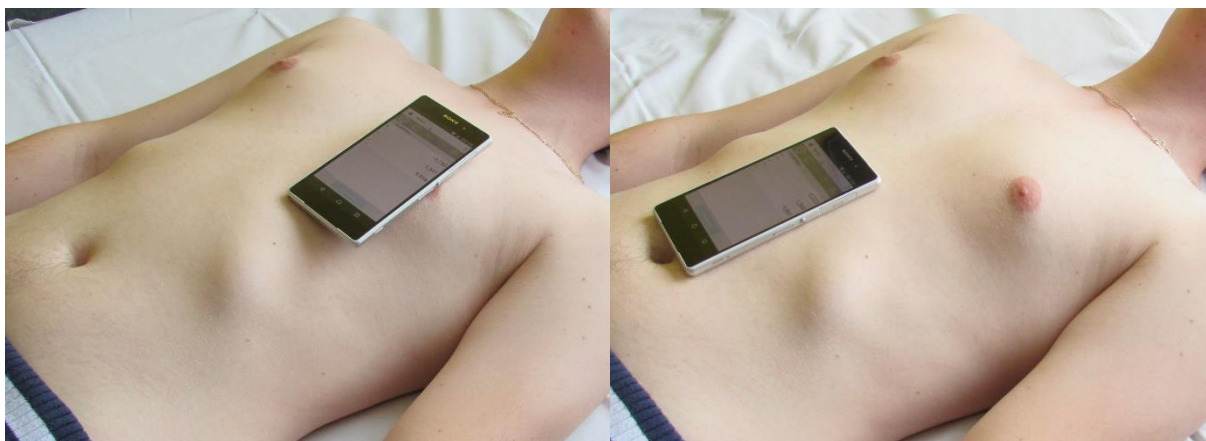
nebo je také možné otevřít nápovědu k aplikaci, které obsahuje mimo jiné návod k instalaci aplikace Matlab Mobile a podrobnější návod k ovládání. Aplikace byla testována ve verzích Matlab 2016a, 2016b a 2017a. Navržený algoritmus je výpočetně nenáročný, a proto vhodný po patřičných úpravách k implementaci v odpovídajícím programovém prostředí přímo pro Android, iOS či jiný mobilní operační systém.



Obrázek 20: Aplikace apmeTF pro získání a vyhodnocení záznamu z akcelerometru mobilního telefonu.

Pro úspěšné snímání dat je nutné, aby vyšetřovaná osoba ležela co nejvíce v klidu a pokud možno vodorovně, aby se mobilní telefon samovolně nepohyboval. Vyšetřovaná osoba může být přiměřeně oblečena (např. tričko, košile, mikina). Mobilní telefon se položí na tělo vyšetřované osoby, a to na oblast hrudníku či břicha. Nelze přesně určit místo pro umístění telefonu, jelikož proporce lidského těla jsou velice individuální. Během zkušební testování

se jako nejvhodnější místo ukázala prostřední oblast břicha v oblasti přímých svalů břišních a také oblast srdečního hrotu. U žen ovšem nastává problém, jelikož prsa často působí překážku omezující dobré umístění mobilního telefonu. Vhodná místa pro snímání ukazuje obrázek 21.



Obrázek 21: Vhodná místa pro snímání pomocí akcelerometru.

5.4 Testování aplikace

Vytvořená aplikace byla testována na 10 dobrovolnících, kteří byli poučeni a dali ústní informovaný souhlas. Při výběru dobrovolníků byl brán ohled na rovnoměrné zastoupení pohlaví i věkové kategorie. Skupina dobrovolníků byla totožná se skupinou u první testované metody. Testování bylo provedeno pomocí 3 mobilních telefonů s OS Android. Konkrétně se jednalo o Samsung Galaxy S5 Mini, Sony Xperia Z2 a Lenovo Vibe P1m. Každý z výše uvedených mobilních telefonů byl na každém dobrovolníkovi testován za tří různých podmínek (se zadrženým dechem, s dýcháním, po zátěži). U starších osob v důchodovém věku nebylo měření po zátěži vyžadováno. Celkem bylo tedy provedeno 84 měření. Pokud bylo měření napoprvé neúspěšné, byl mobilní telefon posunut na místo s předpokladem zisku lepšího záznamu. Takto se postupovalo nanejvýš 3× a poté bylo měření označeno jako neúspěšné. Jako referenční údaj byla použita hodnota TF z pulzního oxymetru Nonin Onyx II. Samotný program vypočítá TF jako medián hodnot z 10 s záznamu, proto se během samotného záznamu pulzní oxymetr sledoval a ze zobrazovaných hodnot se vybrala vždy hodnota střední, tedy stejně jako u první popsané metody. Kompletní výsledky měření uvádí tabulka 4.

| | Sony Xperia Z2 | | | | | | Lenovo Vibe P1m | | | | | | Samsung Galaxy S5 Mini | | | | | |
|-----|---------------------------|-----|--------------------------|----|-------------------------|-----|---------------------------|----|--------------------------|----|-------------------------|----|---------------------------|----|--------------------------|----|-------------------------|-----|
| S | Bez dýchání [tepů/min] | | S dýcháním [tepů/min] | | Po zátěži [tepů/min] | | Bez dýchání [tepů/min] | | S dýcháním [tepů/min] | | Po zátěži [tepů/min] | | Bez dýchání [tepů/min] | | S dýcháním [tepů/min] | | Po zátěži [tepů/min] | |
| | P | R | P | R | P | R | P | R | P | R | P | R | P | R | P | R | P | R |
| 1. | 72 | 75 | 73 | 74 | 100 | 93 | 71 | 73 | 74 | 74 | 95 | 96 | 73 | 69 | 75 | 76 | 104 | 107 |
| 2. | 74 | 70 | 63 | 64 | X | X | 72 | 69 | 61 | 62 | X | X | X | X | X | X | X | X |
| 3. | 72 | 71 | 65 | 67 | 88 | 94 | 73 | 71 | 61 | 62 | X | X | X | X | X | X | X | X |
| 4. | 61 | 63 | 73 | 68 | 98 | 96 | X | X | X | X | X | X | 57 | 63 | X | X | X | X |
| 5. | 100 | 100 | 96 | 97 | 117 | 115 | 92 | 94 | X | X | X | X | X | X | X | X | X | X |
| 6. | 66 | 70 | 66 | 68 | 75 | 79 | 70 | 72 | X | X | X | X | X | X | X | X | X | X |
| 7. | 68 | 70 | 67 | 67 | 96 | 95 | 72 | 72 | X | X | X | X | X | X | X | X | X | X |
| 8. | 75 | 76 | 67 | 68 | 93 | 94 | 62 | 62 | 63 | 65 | 81 | 84 | 68 | 65 | 73 | 69 | 87 | 85 |
| 9. | 63 | 65 | X | X | N | N | 67 | 63 | X | X | N | N | 60 | 58 | X | X | N | N |
| 10. | 58 | 58 | X | X | N | N | 55 | 56 | 65 | 59 | N | N | 48 | 53 | 55 | 53 | N | N |
| U | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | 10/10 | | 8/10 | | 7/8 | | 9/10 | | 5/10 | | 2/8 | | 5/10 | | 3/10 | | 2/8 | |
| | 25/28 | | | | | | 16/28 | | | | | | 10/28 | | | | | |

Tabulka 4: Výsledky testování. (P – program, R – reference, S – subjekt, N – neměřeno, X – neúspěšné měření, U – počet úspěšně provedených měření/celkový počet).

V průběhu testování se ukázalo, že každý z použitých mobilních telefonů používá jinou F_{vz} . V tabulce jsou mobilní telefony seřazeny právě podle velikosti F_{vz} , konkrétně Sony Xperia Z2 pracuje s $F_{vz} = 50$ Hz, Lenovo Vibe P1 s $F_{vz} = 15$ Hz a Samsung Galaxy S5 Mini s $F_{vz} = 10$ Hz. Již na první pohled je z tabulky zřejmé, že s klesající F_{vz} klesá i úspěšnost měření. Tento trend lze také vidět na vykreslovaných grafech. Mobilní telefon s nejvyšší F_{vz} dokáže vychýlení způsobené srdeční činností zaznamenat s vysokou přesností, zatímco telefony s nižší F_{vz} tep ne vždy přesně zachytí. Se zvyšující se TF (po zátěži) a nízkou F_{vz} měly mobilní telefony největší problémy. Díky variabilitě F_{vz} můžeme říci, že zásadním faktorem pro úspěšné měření TF je právě hodnota F_{vz} akcelerometru mobilního telefonu. Tento parametr v aplikaci Matlab Mobile nastavit nelze.

Z výše uvedené tabulky je patrné, že nejlépe z testování vyšel mobilní telefon Sony Xperia Z2, jinými slovy telefon s nejvyšší F_{vz} . U tohoto telefonu bylo úspěšně provedeno 89 % měření, u Lenovo Vibe P1 pak 57 % měření a u Samsung Galaxy S5 Mini jen 36 %. Z výsledků je dále patrné, že u mužů bylo měření častěji úspěšnější, než u žen. U žen se také častěji opakovaně hledalo vhodné místo pro měření. Také můžeme říci, že měření se zadrženým dechem bez předchozí zátěže je přesnější a úspěšnější.

Na kvalitu záznamu a následné zpracování má nejspíše dále vliv velikost a hmotnost telefonu, citlivost, rozlišení a rozsah akcelerometru, vrstva oblečení, frekvence a způsob dýchání, pohlaví a tělesné proporce.

Získané výsledky a poznatky z práce na této metodě byly také zpracovány do článku a prezentovány v rámci studentské soutěžní konference STUDENT EEICT 2017 a v kategorii bakalářských projektů v oboru biomedicínské inženýrství a bioinformatika získaly 2. místo [31].

6 Statistické vyhodnocení a porovnání realizovaných metod měření TF

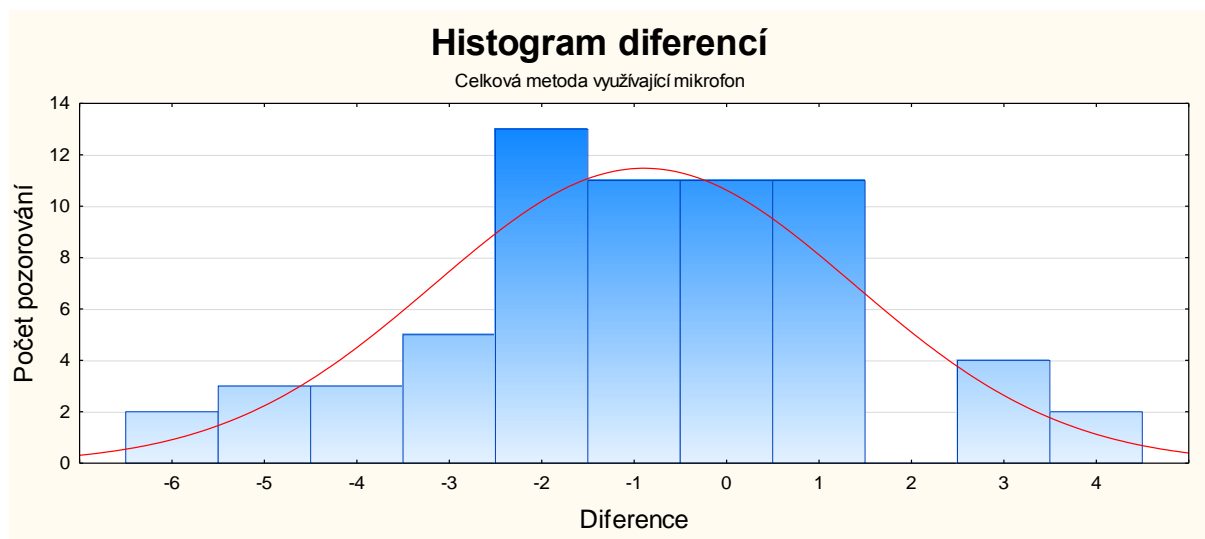
Pro lepší a přehlednější interpretaci získaných výsledků bylo provedeno statistické vyhodnocení. Ověření normality dat jakožto i samotné statistiky a grafy byly vytvářené v programu Statistica 12.

6.1 Vyhodnocení metody využívající mikrofon

U první metody využívající mikrofon mobilního telefonu bylo celkem provedeno 84 měření a z toho bylo úspěšných 65 měření, což odpovídá 77,38% úspěšnosti. Statisticky se vyhodnocoval vždy každý jednotlivý mobilní telefon a poté celá metoda jako soubor hodnot všech úspěšných měření. Získané hodnoty TF tedy byly rozděleny do dvou skupin pro každý mobilní telefon a dvou skupin pro celou metodu. První skupina vždy obsahovala veškeré naměřené hodnoty pomocí mikrofonu a druhá skupina reference.

V úvodu statistického vyhodnocení bylo nutné ověřit normální rozložení dat. Díky vykreslovaným grafům v programu promeTF byly nesprávné a extrémní výsledky z měření vyřazeny rovnou a nebyly zahrnuty ani do tabulky výsledků ani do statistiky. Hodnocení normality proběhlo pomocí histogramu diferencí z naměřených hodnot a referenčních hodnot TF. Obrázek 22 ukazuje výsledný graf, kde jsou difference ze všech měření pomocí dané metody, další grafy z měření pomocí jednotlivých telefonů jsou uvedeny v příloze.

Pro relevantní vyhodnocení je nutné opět zmínit, že jako referenční údaje byly brány v potaz hodnoty naměřené pulsním oxymetrem Nonin Onyx II, kde výrobce sám uvádí přesnost měření ± 3 tepy, TF je zde počítána z posledních čtyř tepů a zpoždění zobrazení výsledků je v průměru 1,5 sekundy [33].



Obrázek 22: Histogram diferencí naměřených hodnot a referenčních hodnot TF.

Získaná data tedy jeví alespoň přibližně normální rozdělení. S ohledem na provedené měření a typ výsledných hodnot TF byl pro statistiku zvolen dvouvýběrový párový t-test. Na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ se testovala nulová hypotéza H_0 : Průměrný rozdíl v naměřené hodnotě TF s využitím mikrofonu mobilního telefonu a referenční hodnoty TF je nulový. Vybrané údaje ze všech testů shrnuje tabulka 5.

| | Sony Xperia Z2 | | | Samsung Galaxy S5 Mini | | | Apple iPhone 6S | | |
|----------------|---------------------------|--------------------------|-------------------------|---------------------------|--------------------------|-------------------------|---------------------------|--------------------------|-------------------------|
| | S oblečením [tepů/min] | Bez obleč. [tepů/min] | Po zátěži [tepů/min] | S oblečením [tepů/min] | Bez obleč. [tepů/min] | Po zátěži [tepů/min] | S oblečením [tepů/min] | Bez obleč. [tepů/min] | Po zátěži [tepů/min] |
| U | 8/10 | 7/10 | 7/8 | 6/10 | 8/10 | 5/8 | 7/10 | 9/10 | 8/8 |
| | 22/28 | | | 19/28 | | | 24/28 | | |
| | 65 / 84 | | | | | | | | |
| Pr | 81,45 / 82,86 | | | 80,00 / 80,53 | | | 81,04 / 81,83 | | |
| | 80,88 / 81,80 | | | | | | | | |
| So | 2,54 | | | 2,01 | | | 2,19 | | |
| | 2,26 | | | | | | | | |
| t | -2,60 | | | -1,14 | | | -1,78 | | |
| | -3,29 | | | | | | | | |
| r | 0,986 | | | 0,989 | | | 0,990 | | |
| | 0,988 | | | | | | | | |
| R ² | 0,973 | | | 0,979 | | | 0,981 | | |
| | 0,977 | | | | | | | | |
| p | 0,017 | | | 0,269 | | | 0,089 | | |
| | 0,002 | | | | | | | | |

Tabulka 5: Vyhodnocení testování. (U – počet úspěšně provedených měření/celkový počet, Pr – průměrná TF ze všech měření pomocí mikrofonu / průměrná TF ze všech referencí, So – směrodatná odchylka, t – hodnota testovacího kritéria, r – Pearsonův korelační koeficient, R² – koeficient determinace (hodnota spolehlivosti), p – hladina signifikance).

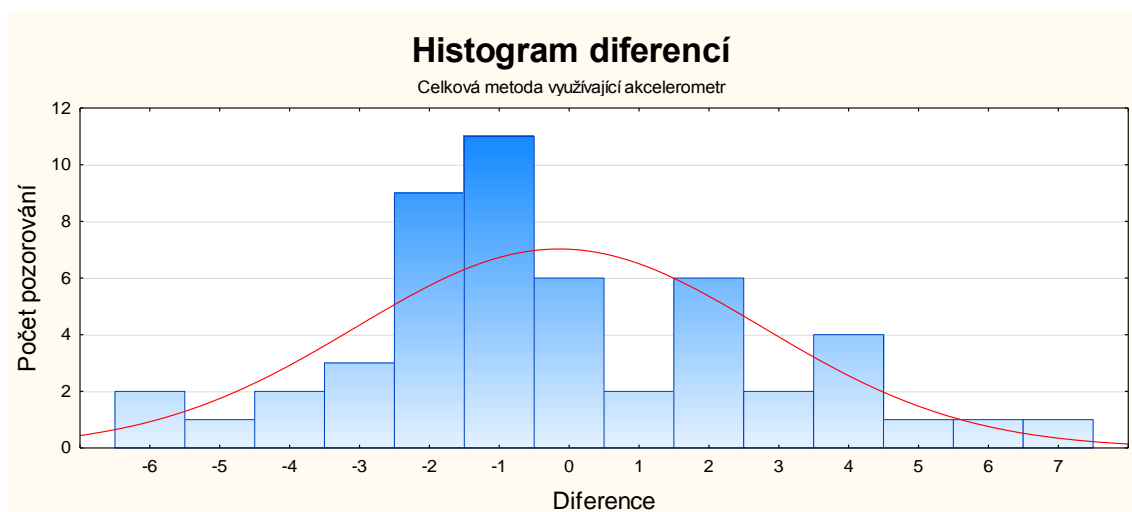
Rozdíl v průměrné TF ze všech měření oproti referenci je -0,92 tepů/min. Celková směrodatná odchylka vyšla 2,26. Celková výsledná hodnota testovacího kritéria je -3,29 a její absolutní hodnota tak překročila kritickou hodnotu testovacího kritéria t_p která je 2,65.

Pearsonův korelační koeficient svědčí o velmi silné korelaci. Hodnota spolehlivosti je taktéž velmi vysoká. Dosažená hodnota hladiny statistické významnosti u dvou mobilních telefonů překračuje hladinu 0,05, ale celkově vychází pod touto hladinou. Z tohoto důvodu H_0 můžeme zamítnout. Dle zpracované statistiky tedy vyplývá, že existuje statistický rozdíl mezi hodnotami TF naměřenými s využitím mikrofonu mobilního telefonu a referenčními hodnotami získanými pulzním oxymetrem. Z dalších údajů ovšem můžeme říci, že zaznamenaný rozdíl není příliš velký a průměrný rozdíl TF nepřekračuje 1 tep/min. Pro přesnější statistické vyhodnocení metody i všech daných podmínek měření by bylo nutné počet testování značně rozšířit, to ovšem v rámci BP nebylo možné.

6.2 Vyhodnocení metody využívající akcelerometr

Jak již vyplývá z výše uvedené tabulky 3, ne všechna měření byla úspěšná a z celkového počtu 84 měření s využitím akcelerometru bylo úspěšných 51. Toto číslo tedy zahrnuje měření za všech podmínek, na všech osobách se všemi mobilními telefony. Pro validní statistiku měření TF za každé jednotlivé podmínky s jednotlivým telefonem je počet měření nedostačující. Proto byl statisticky vyhodnocen vždy každý mobilní telefon samostatně a poté všechny mobilní telefony dohromady, jako celkové zhodnocení metody. Získané hodnoty TF tedy byly pro statistiku rozděleny stejně jako u metody první, první skupina tak obsahovala veškeré naměřené hodnoty pomocí akcelerometru a druhá skupina reference.

Nejprve bylo nutné ověřit normální rozložení dat. Extrémní hodnoty špatně provedeného měření byly vyloučeny již v průběhu testování, kdy bylo na vykreslených grafech v programu zřejmé, že detekce nebyla přesná a výsledná hodnota tak nekoresponduje s TF. Diference hodnot TF byly tedy vykresleny pomocí histogramu. Obrázek 23 ukazuje histogram, který zahrnuje všechna měření, tedy metodu jako celek. Grafy z jednotlivých měření jsou uvedeny v příloze.



Obrázek 23: Histogram diferencí naměřených hodnot a referenčních hodnot TF.

Ze způsobu provedeního měření a formátu získaných hodnot TF vyplývá, že se jedná o dvouvýběrová a párová data. Normalita dat byla tedy ověřena pomocí histogramu diferencí. Následně byl ve zmíněném programu spuštěn test a s ohledem na typ dat byl zvolen dvouvýběrový párový t-test. Zde se na hladině významnosti $\alpha = 0,05$ testovala nulová hypotéza H_0 : Průměrný rozdíl v naměřené hodnotě TF s využitím akcelerometru mobilního telefonu a referenční hodnoty TF je nulový. Vybrané údaje ze všech testů shrnuje tabulka 6.

| | Sony Xperia Z2 | | | Lenovo Vibe P1m | | | Samsung Galaxy S5 Mini | | |
|----------------|---------------------------|--------------------------|-------------------------|---------------------------|--------------------------|-------------------------|---------------------------|--------------------------|-------------------------|
| | Bez dýchání [tepů/min] | S dýcháním [tepů/min] | Po zátěži [tepů/min] | Bez dýchání [tepů/min] | S dýcháním [tepů/min] | Po zátěži [tepů/min] | Bez dýchání [tepů/min] | S dýcháním [tepů/min] | Po zátěži [tepů/min] |
| U | 10 / 10 | 8 / 10 | 7 / 8 | 9 / 10 | 5/10 | 2 / 8 | 5 / 10 | 3 / 10 | 2 / 8 |
| | 25 / 28 | | | 16 / 28 | | | 10 / 28 | | |
| | 51 / 84 | | | | | | | | |
| Pr | 77,84 / 78,28 | | | 70,875 / 70,875 | | | 70,00 / 69,80 | | |
| | 74,12 / 74,29 | | | | | | | | |
| So | 2,87 | | | 2,50 | | | 3,71 | | |
| | 2,89 | | | | | | | | |
| t | -0,76 | | | 0,00 | | | 0,17 | | |
| | -0,44 | | | | | | | | |
| r | 0,984 | | | 0,978 | | | 0,975 | | |
| | 0,981 | | | | | | | | |
| R ² | 0,968 | | | 0,956 | | | 0,950 | | |
| | 0,962 | | | | | | | | |
| p | 0,45 | | | 1,00 | | | 0,87 | | |
| | 0,67 | | | | | | | | |

Tabulka 6: Vyhodnocení testování. (U – počet úspěšně provedených měření/celkový počet, Pr – průměrná TF ze všech měření pomocí akcelerometru / průměrná TF ze všech referencí, So – směrodatná odchylka, t – hodnota testovacího kritéria, r – Pearsonův korelační koeficient, R² – koeficient determinace (hodnota spolehlivosti), p – hladina signifikance).

Ze získaných údajů vyplývá, že ze všech provedených měření byla průměrná TF rozdílná oproti referenci o -0,17 tepů/min. Za zmínku také stojí absolutní shoda průměrné TF s průměrnou referencí u druhého testovaného mobilního telefonu Lenovo Vibe P1m. Celková směrodatná odchylka vyšla 2,89. Celková hodnota testovacího kritéria je -0,44 a nepřekročila tedy kritickou hodnotu testovacího kritéria t_p , která je 2,01. Výsledný Pearsonův korelační koeficient svědčí o velmi silné korelaci a hodnota spolehlivosti, tj. koeficient determinace je také velice vysoká. Dosažená hodnota hladiny statistické významnosti u všech mobilních telefonů i celkově vysoce překračuje hladinu 0,05, a proto H_0 nemůžeme zamítnout. Nakonec můžeme tedy konstatovat, že průměrný rozdíl v naměřené hodnotě TF s využitím akcelerometru mobilního telefonu a referenční hodnoty TF je statisticky málo významný a navržená metoda je tedy za splnění určitých podmínek přesná.

6.3 Vzájemné porovnání metod

Z výsledků měření a provedených statistik vyplývá, že za splnění určitých podmínek, hlavně tedy dostatečná F_{vz} , je metoda využívající akcelerometr přesnější. Naopak co se týče samotného pořízení záznamu, je první metoda úspěšnější. Vhodný záznam lze provést ve velké většině případů na první pokus, kdežto u druhé metody se vhodné místo hledalo obtížněji.

Když pomineme fakt, že pro měření TF oběma metodami je zapotřebí i počítač, je pro uživatele pohodlnější metoda druhá. Za podmínky nalezení správného místa snímání je výhodou oproti první metodě, že po čas měření telefon leží na těle vyšetřované osoby, směr natočení nehraje roli, kdežto u metody využívající mikrofon je třeba poměrně přesně nasměrovat používaný mikrofon k místu srdečního hrotu a mobilní telefon je třeba po čas měření neustále držet. Osoba může být u druhé metody také oblečena, což u první metody může spolehlivost měření omezit a hluk prostředí zde také nehraje roli. Na druhou stranu u první metody vyšetřovaná osoba nemusí nutně ležet, což je u druhé metody podmínkou.

6.4 Porovnání s jinými metodami a jinými autory

V době psaní této BP nebyla dostupná žádná certifikovaná mobilní aplikace pro měření TF. Existuje však několik volně stažitelných aplikací pracujících se zadní kamerou a diodou. Porovnat mnou navržené metody s již existující aplikací, navíc necertifikovanou, by bylo poměrně obtížné, jelikož nevíme, s jakým algoritmem aplikace pracuje a měření by navíc muselo probíhat stejnými mobilními telefony simultánně. Obecně lze říci, že měření právě pomocí zadní kamery je pro uživatele velice pohodlné a není zde tolik omezujících podmínek, jako v případě mnou realizovaných metod.

V poslední době vyšlo několik odborných článků, kde se autoři zabývají problematikou měření TF pomocí mobilního telefonu, avšak bez vytvoření funkční dostupné aplikace. Článek *Beat-to-beat Heart Rate detection by Smartphone's Accelerometers: validation with ECG* se zabývá možností využití akcelerometru mobilního telefonu pro stanovení TF [31]. Autoři zde snímají pohyb hrudi pomocí iPhone 6 na devíti dobrovolnicích za podmínek v leže a ve stoje, na dvou místech, v oblasti srdečního hrotu a na břichu nad pupkem. Jako referenci současně provádějí snímání EKG. Jejich metoda využívá akcelerometr pracující s vysokou F_{vz} , konkrétně 100 Hz. Výpočet samotné TF je velice odlišný od mnou realizované metody a pro statistické účely autoři srovnávají korelaci RR intervalů EKG a IVC-IVC (špičky BKG) intervalů. Z hlediska použitelnosti signálů autoři uvádějí 78% použitelnost záznamů z polohy ve stoje a 89% až 100% (v závislosti na místě snímání) použitelnost v leže. Dále pak uvádějí koeficient determinace R^2 jako velmi vysoký ($> 0,98$). Jejich metoda je tedy úspěšnější i přesnější, oproti mé ovšem netestovala více různých mobilních telefonů pracujících s nižší F_{vz} , což zákonitě použitelnost i přesnost metody snižuje.

Další z publikovaných článků *Smartphone as an ultra-low cost medical tricorder for real-time cardiological measurements via ballistocardiography* se také zabývá využitím akcelerometru [26]. Stejně jako u předchozího článku i zde autoři využívají pouze mobilní telefon iPhone, tentokrát 4S, opět s $F_{vz} = 100$ Hz a pro referenci také snímají EKG. Výpočet TF je zde také poměrně odlišný a samotné testování provedli na 7 subjektech, kde byli pouze mladí lidé (do 26 let) a pouze jediná žena. Snímání prováděli z oblasti hrudní kosti v leže. Jako jediný statistický údaj autoři uvádějí koeficient determinace mezi TF z EKG a TF z BKG z mobilního telefonu s hodnotou 0,78. Zde tak mnou realizovaná metoda vykazuje vyšší úspěšnost. Je ovšem nutné opět zmínit, že autoři porovnávají v rámci jednoho záznamu každý interval dvou srdečních cyklů, kdežto má metoda porovnává výslednou TF z 10 sekundového záznamu.

K první popsané metodě se bohužel nepodařilo dohledat žádnou odbornou publikaci, kde by autoři navrhli a testovali algoritmus pro možnost měřit TF pomocí mikrofону mobilního telefonu. Několik autorů sice mobilní telefon a zvukový záznam srdečních ozev testovalo, vždy ale s použitím dalšího externího zařízení, např. s připojitelným stetoskopem [32].

7 Doporučení pro měření TF pomocí realizovaných metod

Za předpokladu, že by mnou navržené algoritmy pro měření TF s využitím chytrého telefonu byly ve vhodném programovém prostředí upraveny do podoby mobilní aplikace, lze obecně říci, že za splnění určitých podmínek je alespoň orientační měření TF reálné.

U první metody využívající mikrofon je nejzásadnější faktor ovlivňující měření míra hluku okolí. Dalším výrazně omezujícím faktorem je vrstva oblečení. Uživatel, který by tedy chtěl TF navrženým způsobem měřit, by se měl ideálně nacházet v klidném a tichém prostředí, např. místnosti bez hlasitě puštěné televize či rádia, nebo ve venkovním prostředí bez výrazného hluku. Pojmy „hlasitě“ či „výrazný hluk“ jsou poměrně vágní, domnívám se však, že pro představu dostačující. Přesné určení hluku by vyžadovalo další podrobné testování, což nebylo cílem této práce. Vyšetřovaná osoba by si dále měla před provedeným měřením ideálně odložit oblečení, či odhalit místo srdečního hrotu pro záznam nebo v krajním případě mít pouze slabou vrstvu oblečení. Pro klid v průběhu měření je vhodné, aby pacient ležel a omezil tak případné pohyby způsobující rušení. Délka samotného záznamu by měla být alespoň 5 až 10 sekund. Používaný mobilní telefon by neměl být příliš starý a neměl by být v zanedbaném stavu, kde nelze vyloučit ucpaní otvoru mikrofonu prachovými částicemi či dokonce jeho poškození.

Uvedme nyní modelový případ, kdy vybraná osoba vykonává běžné domácí práce a najednou cítí nevolnost a výrazné bušení srdce. Vejde tedy do tichého pokoje či obývací místnosti, vytáhne si svůj mobilní telefon, vyhrne si triko, spodní hranu s otvorem pro mikrofon položí dle pokynu aplikace šikmo pod levou prsní bradavku a stiskne ikonku aplikace, která zahájí automatické několikasekundové měření. Po krátké době se na mobilní obrazovce objeví výsledek se stručným komentářem. Následně tak má vyšetřená osoba alespoň základní představu o svém zdravotním stavu a může se rozhodnout co dále, např. chvíli odpočívat, vzít si léky na uklidnění či v případě extrémních hodnot zavolat odbornou lékařskou pomoc.

U druhé realizované metody je nejzásadnější mít aplikaci přizpůsobenou pro snímání s alespoň 50 vzorky za sekundu. V případě dostačující F_{vz} je dále nutné, aby vyšetřovaná osoba ležela, či byla v polosedu tak, aby se mobilní telefon nepohyboval. U této metody je dále nezbytné znát poměrně přesné místo pro záznam, což je v závislosti na pohlaví, věku i tělesných proporcích velice individuální údaj. Pacient se během záznamu nesmí pohybovat a neměl by ani rychle a hluboce dýchat.

V případě podobného modelového případu jako u první metody by vyšetřovaná osoba získala spíše mírné výhody. Nemusela by si odkládat oblečení, nacházet se v tichém prostředí či v průběhu měření neustále držet mobilní telefon.

Závěr

Bakalářská práce se zabývá možnostmi využití mobilního telefonu pro měření TF. Ze základních teoretických poznatků byly navrženy dvě nekonvenční metody, první využívá integrovaný mikrofón a druhá pak akcelerometr. Záměrně nebylo uvažováno použití externích zařízení. U každé metody byl navržen algoritmus pro zpracování získaných záznamů a výpočet TF, přičemž u obou metod byla snaha použít originální, a nestejné řešení. Tyto algoritmy byly následně implementovány v programovém prostředí Matlab a byly vytvořeny dva programy promeTF a apmeTF s uživatelským rozhraním pro snadnější ovládání. Obě metody byly testovány na skupině 10 dobrovolníků za použití tří mobilních telefonů a za různých podmínek. Získaná data byla posléze statisticky vyhodnocena, metody byly porovnány a byla stanoven doporučení, jak TF s navrženými metodami měřit.

Obecně lze konstatovat, že za splnění určitých podmínek, lze TF měřit alespoň orientačně oběma způsoby. Testování také prokázalo možnost použití obou metod za různých podmínek. Přesnější a pohodlnější je metoda využívající akcelerometr. U první metody je navržený algoritmus poněkud primitivnější a ze získaných zkušeností při práci na této BP se domnívám, že aplikováním lepšího algoritmu na zpracování záznamu, např. vytvořením obálky signálu, by se první metoda významně zdokonalila. Výchylka je mnohem výraznější u zvukových záznamů nežli u záznamů z akcelerometru. Také by zde odpadl problém předzpracování záznamu, což je občas z dříve uvedených důvodů nutné. Obě metody jsou nicméně výpočetně nenáročné a algoritmy je možné realizovat ve vhodném programovém prostředí a vytvořit tak aplikaci přímo pro Android či iOS.

V současné době nelze zcela nahradit konvenční metody měření TF měřením pomocí chytrého mobilního telefonu. Tento fakt také dokazuje skutečnost neexistence certifikované mobilní aplikace či obecně zatím malé množství dostupných mobilních aplikací. V nadcházejících letech lze očekávat pokračující zdokonalování mobilních technologií a společně s tím vyšší kvalitu a vyšší rozlišení mobilních mikrofónů i akcelerometrů, čímž se měření stane spolehlivější a přesnější. Aplikování různých medicínských aplikací do mobilní elektroniky můžeme vidět již dnes a v dalších letech lze čekat hojnější využívání i v segmentu tzv. nositelné elektroniky, jako jsou chytré hodinky, chytré náramky, chytré brýle či prsteny.

Při vhodné úpravě navrženého algoritmu by se metoda využívající akcelerometr dala také využít pro vyšetření dýchání. Ze získaných poznatků se domnívám, že by bylo možné určit např. zvýšenou či sníženou frekvenci dýchání (tzv. tachypnoi či bradypnoi), prohloubené, usilovné či nepravidelné dýchání. U první metody vidím potenciál využití také ve veterinární medicíně. Dnes používané přístroje pro měření TF u zvířat jsou poměrně nákladná investice a vyšetření musí provádět pouze odborný pracovník. Je jisté, že měření by šlo provádět pouze na vybraných druzích zvířat, např. psech či kočkách a za podmínky, že je lze udržet v klidu.

Literatura

- [1] CHMELÁŘ, Milan a Jiří ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika I*. Praha: SNTL, 1982.
- [2] COULSON, Morc a David Archer. *Practical fitness testing analysis in exercise and sport*. London: A. & C. Black, 2009. ISBN 9781408111048.
- [3] *The Pediatric Emergency Medicine Resource APLS*. Jones & Bartlett Learning, 2011. ISBN 9781449695965.
- [4] Cardiovascular diseases (CVDs). World Health Organization [online]. 2017 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>
- [5] KAŇKOVÁ, Kateřina. *Patologická fyziologie pro bakalářské studijní programy*. 2. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2009. ISBN 978-80-210-4923-9.
- [6] THALER, Malcolm S. *EKG a jeho klinické využití*. Grada Publishing, 2013. ISBN 978-80-247-4193-2.
- [7] Number of smartphones sold to end users worldwide from 2007 to 2015 (in million units). Statista [online]. 2016 [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <https://www.statista.com/statistics/263437/global-smartphone-sales-to-end-users-since-2007/>
- [8] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [9] ČECH, Svatopluk a Drahomír HORKÝ. *Histologie a mikroskopická anatomie pro bakaláře*. 2., přep. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2011. ISBN 978-80-210-5544-5.
- [10] *Ottova encyklopedie A-Ž*. Praha: Ottovo nakladatelství, 2004. ISBN 80-7360-014-5.
- [11] WILHELM, Zdeněk. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010. ISBN 978-80-210-5283-3.
- [12] ROKYTA, Richard. *Fyziologie*. Třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén, 2016. ISBN 978-80-7492-238-1.
- [13] DANIEL a kol. *Wiggersův diagram*. In: Wikipedie [online]. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Wiggers_Diagram_2.svg#/media/File:Wiggers_Diagram_2.svg
- [14] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1190-7.

- [15] CHROBÁK, Ladislav. *Propedeutika vnitřního lékařství: nové, zcela přepracované vydání doplněné testy*. 2. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1309-0.
- [16] *Poslechová místa srdečních chlopní na hrudní stěně*. [cit. 2017-16-4]. Dostupné z: <http://new.propedeutika.cz/?p=225>
- [17] *Schéma pro záznam EKG*. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://zivotni-energie.cz/ekg-signal-a-jeho-zaznam.html>
- [18] PAN, J.; TOMPKINS, W. J. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 3, 1985
- [19] KOZUMPLÍK, Jiří. *Analýza biologických signálů*. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2012.
- [20] *EKG průběh*. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://zivotni-energie.cz/ekg-signal-a-jeho-zaznam.html>
- [21] *EKG vlny*. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <http://zivotni-energie.cz/ekg-signal-a-jeho-zaznam.html>
- [22] BILLMAN GE. *Heart Rate Variability – A Historical Perspective*. *Frontiers in Physiology*. 2011;2:86. doi:10.3389/fphys.2011.00086.
- [23] HujiStat. *Stethoscope*. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Fonendoskop#/media/File:Stethoscope-2.png>
- [24] ČIHALÍK, Čestmír a Miloš TÁBORSKÝ. *EKG v klinické praxi*. Olomouc: Solen, 2013. Meduca. ISBN 978-80-7471-015-5.
- [25] CHMELAŘ, Milan, Jiří ROZMAN a Aleš DRASTICH. *Lékařská přístrojová technika II*. Praha: SNTL, 1984.
- [26] GAVRIEL, Constantinos, Kim H. PARKER a A. Aldo FAISAL. *Smartphone as an ultra-low cost medical tricorder for real-time car-diological measurements via ballistocardio-graphy*. In: BSN [online]. B.m.: IEEE, 2015, s. 1–6. ISBN 978-1-4673-7201-5. Dostupné z: <http://dblp.unitrier.de/db/conf/bsn/bsn2015.html#GavrielPF15>.
- [27] Pinheiro et al. *BKG záznam*. [cit. 2016-12-12]. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:BKG_zaznam.jpg
- [28] FINLAY, M. *The "mobile-phonocardiogram", a new tool in the arrhythmia clinic*. *Heart* [online]. 2006, 92(7), 898-898 [cit. 2016-12-12]. DOI: 10.1136/hrt.2005.076315. ISSN 1355-6037. Dostupné z: <http://heart.bmj.com/cgi/doi/10.1136/hrt.2005.076315>
- [29] GUICHARD, Jason. *What is a Normal Heart Rate?*. MyHeart: Take Control of Your Health, 2015. <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/mostRecentIssue.jsp?punumber=7292452>

- [30] *Převodní systém srdce.* [cit. 2017-17-05]. Dostupné z: <http://vnuf.cz/sbornik/prispevky/16-01-Balek.html>
- [31] VÍTEČEK, Jiří a Andrea NĚMCOVÁ *Heart rate measurement using smartphone accelerometer.* In Proceedings of the 23rd Conference STUDENT EEICT 2017. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2017. s. 21-23. ISBN: 978-80-214-5496- 5.
- [32] KUNDRA, Divya a Prerna JUNEJA. *Heart-Sound Monitoring Using a Smartphone.* International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering [online]. 2015, (5), 90-95 [cit. 2017-05-20]. ISSN 2250–2459. Dostupné z: http://www.ijetae.com/files/Volume5Issue12/IJETAE_1215_16.pdf
- [33] *Manual Onyx® Vantage 9590 Finger Pulse Oximeter: Instructions for Use—English.* Nonin Medical, Inc. 13700 1st Avenue North Plymouth, Minnesota 55441-5443 USA, 2016. Dostupné také z: http://www.nonin.com/documents/IFUManuals/9590_ENG.pdf
- [34] VÍTEČEK, Jiří, Ondřej GURYČA a Andrea NĚMCOVÁ. Měření tepové frekvence pomocí mikrofonu chytrého telefonu. *Elektrorevue – elektronický časopis pro elektrotechniku* [online], pp. 1-11. Dostupný na WWW: <http://www.elektrorevue.cz>. ISSN 1213-1539. [přijato k publikování].

Přílohy

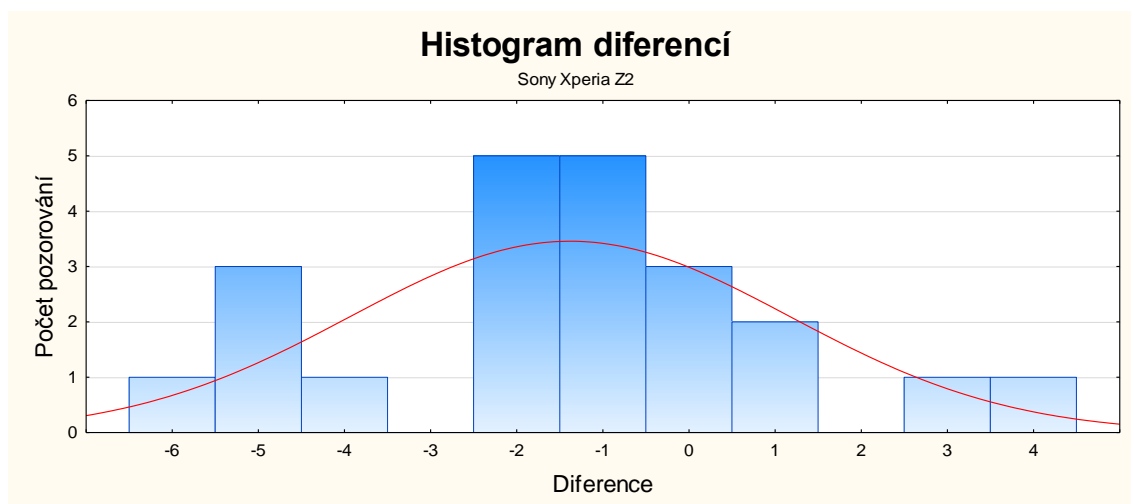
Příloha 1: Tabulka s údaji o testovaných osobách

Doplňující údaje k vyšetřovaným osobám napomáhající analýze získaných dat.

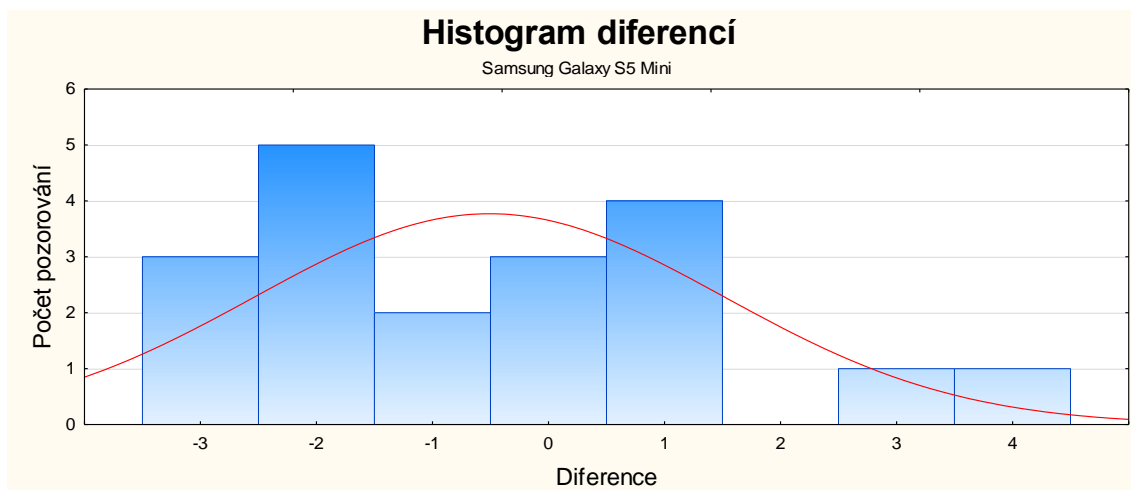
| | Pohlaví | Věk | Hmotnost [kg] | Výška [cm] |
|------------|---------|-----|---------------|------------|
| Osoba č.1 | Muž | 21 | 69 | 182 |
| Osoba č.2 | Žena | 22 | 73 | 162 |
| Osoba č.3 | Muž | 21 | 82 | 182 |
| Osoba č.4 | Žena | 21 | 88 | 181 |
| Osoba č.5 | Muž | 23 | 86 | 180 |
| Osoba č.6 | Žena | 24 | 66 | 167 |
| Osoba č.7 | Žena | 44 | 65 | 167 |
| Osoba č.8 | Muž | 47 | 84 | 175 |
| Osoba č.9 | Žena | 71 | 110 | 165 |
| Osoba č.10 | Muž | 78 | 105 | 175 |

Tabulka P1: Údaje o testovaných osobách

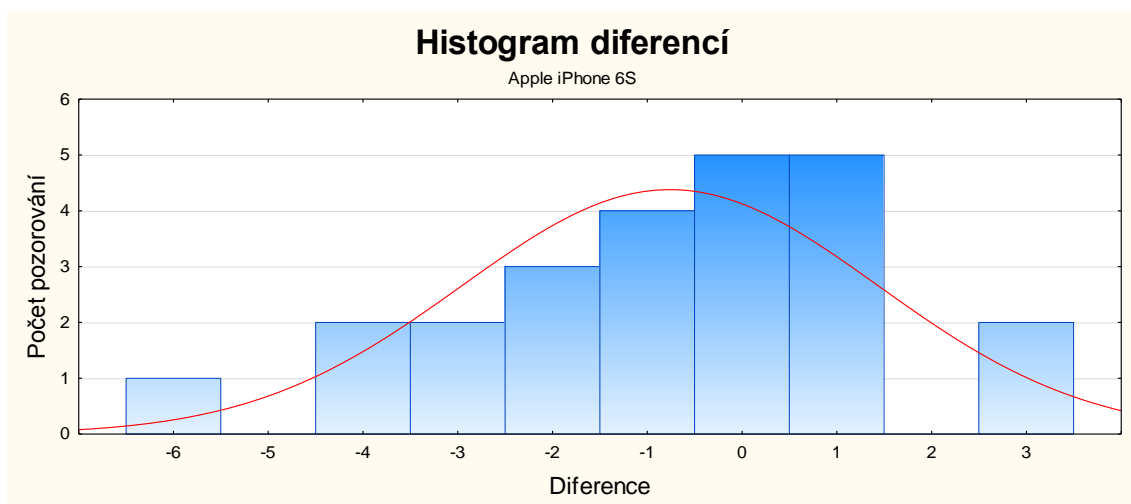
Příloha 2: Histogramy diferencí naměřených a referenčních hodnot TF



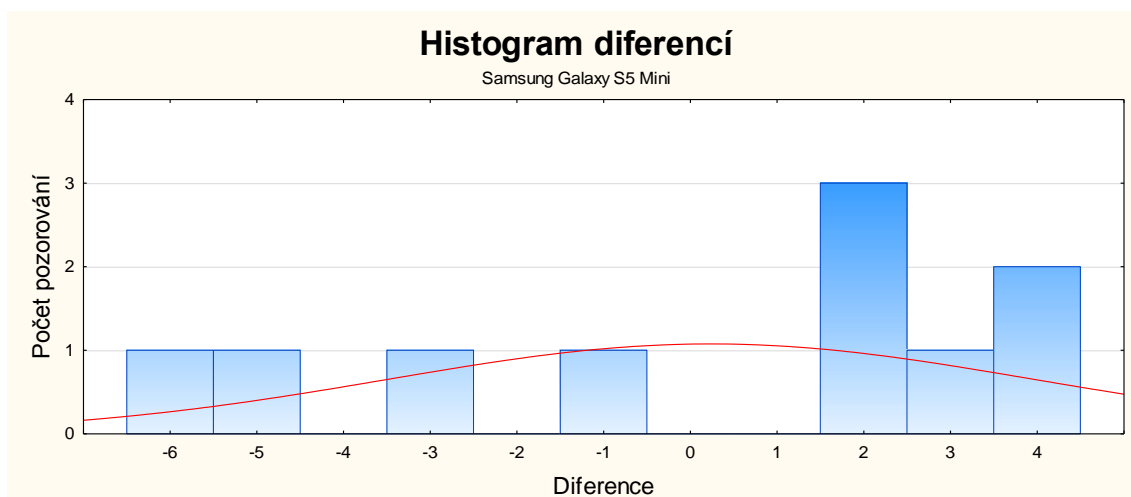
Obrázek P1: Histogram diferencí naměřených hodnot TF s využitím mikrofonu a referenčních hodnot TF – Sony Xperia Z2



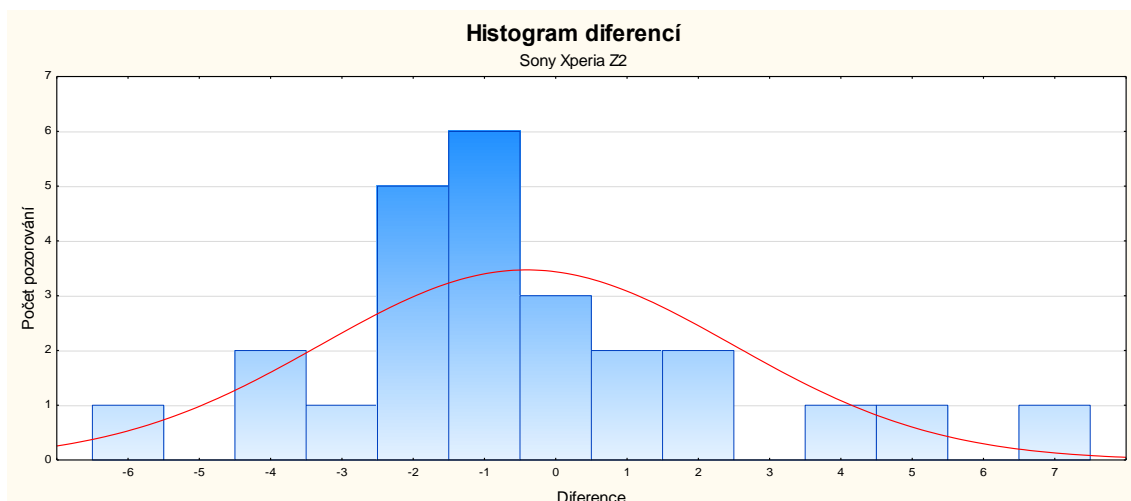
Obrázek P2: Histogram diferencí naměřených hodnot TF s využitím mikrofonu a referenčních hodnot TF – Samsung Galaxy S5 Mini



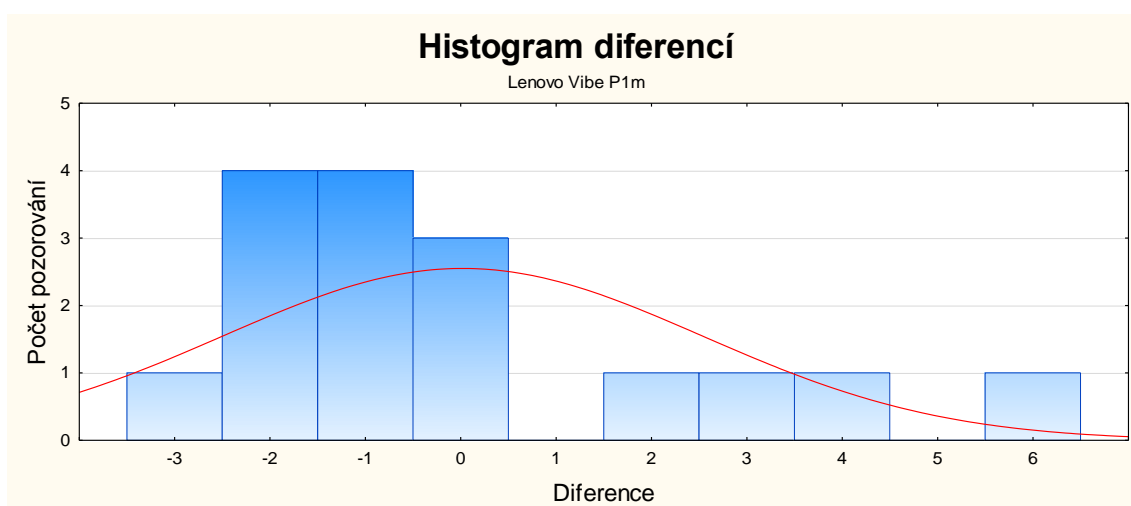
Obrázek P3: Histogram diferencí naměřených hodnot TF s využitím mikrofonu a referenčních hodnot TF – Apple iPhone 6S



Obrázek P4: Histogram diferencí naměřených hodnot TF s využitím akcelerometru a referenčních hodnot TF – Samsung Galaxy S5 Mini



Obrázek P5: Histogram diferencí naměřených hodnot TF s využitím akcelerometru a referenčních hodnot TF – Sony Xperia Z2.



Obrázek P6: Histogram diferencí naměřených hodnot TF s využitím akcelerometru a referenčních hodnot TF – Lenovo Vibe P1m